

Universidad Carlos III de Madrid
Departamento de Ingeniería Mecánica



Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales
Trabajo de Fin de Grado

MODELO NUMÉRICO DE UNA UNIDAD VERTEBRAL FUNCIONAL HUMANA

Autor: Jorge Muñoz Vázquez

Tutora: M^a Belén Muñoz Abella

LEGANÉS, JUNIO 2015



Agradecimientos

Quisiera mostrar mi profundo agradecimiento a mi tutora Belén por toda la ayuda y dedicación que me ha brindado desde el primer día durante la realización de este trabajo y que, sin duda, ha sido fundamental para poder llevarlo a buen puerto.

También quisiera agradecer a todos los compañeros y, en concreto, a mis amigos por todo el apoyo y la ayuda que me han dado a lo largo de toda la carrera.

Por último, quisiera agradecer a mi padres todo el aliento que me han aportado a lo largo de toda mi vida y, en especial, durante el devenir de toda la carrera, ya que siempre que he requerido su ayuda y sostén durante los momentos más difíciles y complicados me la han brindado sin ninguna objeción y con total devoción.



Resumen

En este trabajo se realiza un estudio de la columna vertebral, más concretamente del conjunto vértebra + disco intervertebral + vértebra, correspondiente a las vértebras L3, L4 y su disco intervertebral. El estudio va dirigido a determinar el riesgo de fractura del disco intervertebral cuando se levanta una carga con diferentes posiciones de la columna vertebral, ya sea flexionada, extendida...

Las propiedades del disco intervertebral son analizadas cuando éste se encuentra sano y degenerado, y así determinar cómo afecta a la posibilidad de rotura.

Para poder analizar los resultados se realiza una introducción teórica con los principales conceptos sobre la columna vertebral y, más concretamente, sobre las vértebras y el disco intervertebral. Esta introducción presta especial atención a las enfermedades que se suelen manifestar en la columna vertebral.

Todos los cálculos y los resultados se obtienen con el programa ABAQUS, que usa el método de elementos finitos para realizar sus operaciones, por lo que se desarrolla una explicación sobre el funcionamiento de ambos.

Todos los procedimientos llevados a cabo para resolver este estudio son explicados detalladamente, junto con la interpretación y las conclusiones de dichos análisis.

Para terminar, se presentan las posibles aplicaciones que podría tener el trabajo en investigaciones futuras, también se realiza un análisis de los costes que ha supuesto su realización.

Palabras clave: vértebra, disco intervertebral degenerado, fractura, propiedades mecánicas



ABSTRACT

This work presents a study of the spinal column, in particular the union of a vertebrae + intervertebral disc + vertebrae, this refers to vertebrae L3, L4 and their intervertebral disc. In this study the risk of fracture in the intervertebral disc is studied when the spinal column raise a load in different positions, flexed, extended....

The properties of the intervertebral disc is analyzed when it is sane and degenerated to see how affect that to the possibility of fault.

In order to analyze the results, a theoretical introduction is made with the main information of the spinal column, and more specifically on the vertebrae and the intervertebral disc. This introduction gives a special attention to the diseases that usually suffers the spinal column.

All calculations and results are obtained from the program ABAQUS which use the finite elements to make his operations, so, an explanation about their performance of both is made in this study.

All the process in order to carry out a resolution of this study are explained carefully with the interpretations and the conclusions of the analysis.

To sum up all the possible applications which this work could have in future investigations are presented, in addition to an analysis of the cost that this work have supposed.

Keywords: vertebrae, intervertebral disc degenerated fracture, mechanical properties



ÍNDICE GENERAL

1.INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS	18
1.1.Motivación.....	19
1.2.Objetivos.....	19
1.3.Estructura del documento.....	19
2.REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	21
2.1.Huesos	22
2.1.1.Funcionalidad.....	22
2.1.1.1.Mecánica	22
2.1.1.2.Sintética	22
2.1.1.3.Metabólica	23
2.1.2.Composición	23
2.1.3. Tipos de tejido óseo.....	25
2.2.Columna vertebral.....	27
2.2.1.Funcionalidad.....	27
2.2.2.Músculos.....	27
2.2.3.Ligamentos.....	28
2.2.4.Curvatura	29
2.2.4.1. Definición	29
2.2.4.2. Curvaturas anteroposteriores.....	30
2.2.4.3. Curvaturas laterolaterales.....	30
2.2.5.Vegetas.....	31
2.2.5.1.Definición	31
2.2.5.2.Estructura.....	31
2.2.5.3. Vértex cervicales.....	32
2.2.5.4. Vértex torácicas	34
2.2.5.5. Vértex lumbares.....	36
2.2.5.6. Sacro.....	38
2.2.5.7. Coxis	39
2.2.6. Discos intervertebrales	39
2.2.6.1. Estructura del disco.....	39

2.2.6.2. Biomecánica	41
2.2.7. Osteoporosis	43
2.2.7.1. Definición	43
2.2.7.2. Epidemiología.....	43
2.2.7.3. Causas de la osteoporosis	43
2.2.7.4. Síntomas de la osteoporosis	44
2.2.7.5. Tratamiento	45
2.2.8. Patología	45
2.2.8.1. Introducción	45
2.2.8.2. Clasificación de Denis (1982)	45
2.2.8.3. Fracturas y estabilidad de la columna.....	49
2.2.8.4. Tratamiento	50
2.2.8.5. Artrosis vertebral/Degeneración discal	51
2.2.8.8. Hernia discal	54
2.2.8.9. Prótesis de disco intervertebral	58
3. MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS	60
3.1. Definición	61
3.2. Desarrollo	61
3.3. Partes	62
3.3.1. Preproceso	62
3.3.2. Cálculo	63
3.3.3. Postproceso	63
3.3.4. Programas de ordenador	63
4. INTRODUCCIÓN A ABAQUS	64
4.1. Introducción	65
4.2. Productos	65
4.2.1. Abaqus/CAE	65
4.2.2. Abaqus/Standard	65
4.2.3. Abaqus/Explicit	65
4.2.4. Abaqus/CFD	66
4.3. Funcionamiento	66
5. MODELO NUMÉRICO	68
5.1. Planteamiento del problema	69
5.1.1. Geometría del modelo	69

5.1.2. Cargas y condiciones de contorno.....	72
5.1.2.1. Cargas.....	72
5.1.2.2. Condiciones de contorno	74
5.1.2.3. Aplicación en el modelo.....	74
5.2.Modelo de elementos finitos	76
5.2.1. Introducción.....	76
5.2.2.Análisis dinámico	77
5.2.2.1.Introducción	77
5.2.2.2.Propiedades	77
5.2.2.3.Step	78
5.2.2.4.Interacciones	78
5.2.2.5.Cargas y condiciones de contorno	79
5.2.2.6.Mallado	80
5.2.3.Análisis estático	81
5.2.3.1.Introducción.....	81
5.2.3.2.Propiedades	82
5.2.3.3.Step	83
5.2.3.4.Interacciones	83
5.2.3.5.Cargas y condiciones de contorno	84
5.2.3.6.Mallado	85
6.RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	88
6.1.Validación del modelo	89
6.2.Resultados obtenidos	89
6.2.1. Introducción y objetivos	89
6.2.2.Resultados	90
6.2.2.1.Disco Sano	90
6.2.2.2.Disco degenerado	102
6.3.Discusión de resultados.....	120
6.3.1.Vértebras L3 y L4	120
6.3.2.Disco intervertebral	120
7.PLANIFICACIÓN Y PRESUPUESTO	123
7.1.Planificación de tareas.....	124
7.2.Presupuesto económico	125
8.CONCLUSIONES Y DESARROLLOS FUTUROS.....	127



8.1.Conclusiones.....	128
8.2. Desarrollos futuros	128
9.BIBLIOGRAFÍA.....	129
9.1.Páginas web.....	130
9.2.Tesis, proyectos de fin de carrera y publicaciones.....	132
9.3.Revistas.....	133
9.4.Libros	133

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1 Hueso Largo.....	24
Ilustración 2 Hueso Corto.....	24
Ilustración 3 Hueso Plano	24
Ilustración 4 Hueso Sesamoideo	25
Ilustración 5 Huesos irregulares.....	25
Ilustración 6 Hueso Compacto	26
Ilustración 7 Hueso Esponjoso	27
Ilustración 8 Músculos columna.....	28
Ilustración 9 Ligamentos columna	29
Ilustración 10 Curvatura Columna Vertebral	30
Ilustración 11 Vértebra	31
Ilustración 12 Tipos de vértebras	32
Ilustración 13 Vértebra cervical	34
Ilustración 14 Vértebra torácica	36
Ilustración 15 Vértebra lumbar	37
Ilustración 16 Sacro	38
Ilustración 17 Composición disco intervertebral	40
Ilustración 18 Comportamiento disco intervertebral	43
Ilustración 19 Comparación vértebra normal y con osteoporosis	44
Ilustración 20 Disco sometido a compresión	48
Ilustración 21 Degeneración disco intervertebral	51
Ilustración 22 Disco con degeneración de grado 5	53
Ilustración 23 Disco con una degeneración de grado 4	54
Ilustración 24 Disco con una degeneración de grado 3	54
Ilustración 25 Fases hernia discal	56
Ilustración 26 Anatomía disco intervertebral	58
Ilustración 27 Prótesis discal completa Prodisc	59
Ilustración 28 Prótesis de núcleo pulposo de hidrogel	59
Ilustración 29 Módulos de ABAQUS.....	66
Ilustración 30 Diseño columna vertebral	69
Ilustración 31 Diseño L3	70
Ilustración 32 Diseño L4	70
Ilustración 33 Diseño disco intervertebral	71
Ilustración 34 Diseño Vértebra + Disco intervertebral+ Vértebra	71
Ilustración 35 Levantar una carga con el tronco flexionado	72
Ilustración 36 Levantar una carga con el tronco extendido.....	72
Ilustración 37 Levanta una carga con flexión lateral	73
Ilustración 38 Rotación axial	73
Ilustración 39 Aplicación de la carga puntual	74
Ilustración 40 Aplicación momento torsor.....	75
Ilustración 41 Aplicación de las condiciones de contorno	76
Ilustración 42 Diagrama de desplazamientos del disco intervertebral.....	77
Ilustración 43 Interacciones análisis dinámico.....	79

Ilustración 44 Cargas y condiciones de contorno para la validación del modelo análisis dinámico	80
Ilustración 45 División ABAQUS disco intervertebral.....	82
Ilustración 46 Interacciones análisis estático.....	84
Ilustración 47 Cargas y condiciones de contorno para la validación del modelo análisis estático	85
Ilustración 48 Mallado vértebra L3	86
Ilustración 49 Mallado vértebra L4	87
Ilustración 50 Mallado disco intervertebral	87
Ilustración 51 Tensión de la vértebra L3 con el disco intervertebral sano en el caso A (Pa)	90
Ilustración 52 Tensión de la vértebra L4 con el disco intervertebral sano en el caso A (Pa)	91
Ilustración 53 Tensión del disco intervertebral sano en el caso A (Pa).....	91
Ilustración 54 Desplazamiento de la vértebra L3 con el disco intervertebral sano en el caso A (m)	92
Ilustración 55 Desplazamiento de la vértebra L4 con el disco intervertebral sano en el caso A (m)	92
Ilustración 57 Tensiones de la vértebra L3 con el disco intervertebral sano en el caso B (Pa)..	93
Ilustración 56 Desplazamiento del disco el intervertebral sano en el caso A (m)	93
Ilustración 58 Tensiones de la vértebra L4 con el disco intervertebral sano en el caso B (Pa). 94	
Ilustración 59 Tensiones del disco intervertebral sano en el caso B (Pa)	94
Ilustración 60 Desplazamiento de la vértebra L3 con el disco intervertebral sano en el caso B (m)	95
Ilustración 61 Desplazamiento de la vértebra L4 con el disco intervertebral sano en el caso B (m)	95
Ilustración 62 Tensiones del disco intervertebral sano en el caso B (m)	96
Ilustración 63 Tensiones de la vértebra L3 con el disco intervertebral sano en el caso C (Pa). 96	
Ilustración 64 Tensiones de la vértebra L4 con el disco intervertebral sano en el caso C (Pa). 97	
Ilustración 65 Tensiones del disco intervertebral sano en el caso C (Pa)	97
Ilustración 66 Desplazamientos de la vértebra L3 con el disco intervertebral sano en el caso C (m)	98
Ilustración 67 Desplazamientos de la vértebra L4 con el disco intervertebral sano en el caso C (m)	98
Ilustración 68 Desplazamientos del disco intervertebral sano en el caso C (m)	99
Ilustración 69 Tensiones de la vértebra L3 con el disco intervertebral sano en el caso D (Pa) 99	
Ilustración 70 Tensiones de la vértebra L4 con el disco intervertebral sano en el caso D (Pa)	100
Ilustración 71 Tensiones del disco intervertebral sano en el caso D (Pa)	100
Ilustración 72 Desplazamiento de la vértebra L3 con el disco intervertebral sano en el caso D (m)	101
Ilustración 73 Desplazamiento de la vértebra L4 con el disco intervertebral sano en el caso D (m)	101
Ilustración 74 Desplazamiento del disco intervertebral sano en el caso D (m)	102
Ilustración 75 Tensión de la vértebra L3 con el disco intervertebral degenerado en el caso A (Pa)	102

Ilustración 76 Tensión de la vértebra L4 con el disco intervertebral degenerado en el caso A (Pa)	103
Ilustración 77 Tensión del disco intervertebral degenerado en el caso A (Pa)	103
Ilustración 78 Desplazamiento de la vértebra L3 con el disco intervertebral degenerado en el caso A (m)	104
Ilustración 79 Desplazamiento de la vértebra L4 con el disco intervertebral degenerado en el caso A (m)	104
Ilustración 80 Desplazamiento del disco intervertebral degenerado en el caso A (m)	105
Ilustración 81 Tensión de la vértebra L3 con el disco intervertebral degenerado en el caso B (Pa)	105
Ilustración 82 Tensión de la vértebra L4 con el disco intervertebral degenerado en el caso B (Pa)	106
Ilustración 83 Tensión del disco intervertebral degenerado en el caso B (Pa)	106
Ilustración 84 Desplazamiento de la vértebra L3 con el disco intervertebral degenerado en el caso B (m)	107
Ilustración 85 Desplazamiento de la vértebra L4 con el disco intervertebral degenerado en el caso B (m)	107
Ilustración 86 Desplazamiento del disco intervertebral degenerado en el caso B (m)	108
Ilustración 87 Tensión de la vértebra L3 con el disco intervertebral degenerado en el caso C (Pa)	108
Ilustración 88 Tensión de la vértebra L4 con el disco intervertebral degenerado en el caso C (Pa)	109
Ilustración 89 Tensión del disco intervertebral degenerado en el caso C (Pa)	109
Ilustración 90 Desplazamiento de la vértebra L3 con el disco intervertebral degenerado en el caso C (m)	110
Ilustración 91 Desplazamiento de la vértebra L4 con el disco intervertebral degenerado en el caso C (m)	110
Ilustración 92 Desplazamiento del disco intervertebral degenerado en el caso C (m)	111
Ilustración 93 Tensión de la vértebra L3 con el disco intervertebral degenerado en el caso D (Pa)	111
Ilustración 94 Tensión de la vértebra L4 con el disco intervertebral degenerado en el caso D (Pa)	112
Ilustración 95 Tensiones del disco intervertebral degenerado en el caso D (Pa)	112
Ilustración 96 Desplazamiento de la vértebra L3 con el disco intervertebral degenerado en el caso D (m)	113
Ilustración 97 Desplazamiento de la vértebra L4 con el disco intervertebral degenerado en el caso D (m)	113
Ilustración 98 Desplazamiento del disco intervertebral degenerado en el caso D (m)	114
Ilustración 99 Gráfica tensión máxima vértebra L3 (Pa)	115
Ilustración 100 Gráfica tensión mínima vértebra L3 (Pa)	115
Ilustración 101 Gráfica desplazamiento vértebra L3 (m)	116
Ilustración 102 Gráfica tensión máxima vértebra L4 (Pa)	117
Ilustración 103 Gráfica tensión mínima vértebra L4 (Pa)	117
Ilustración 104 Gráfica desplazamiento vértebra L4 (m)	118
Ilustración 105 Gráfica tensión máxima disco intervertebral (Pa)	119



Ilustración 106 Gráfica tensión mínima disco intervertebral (Pa)	119
Ilustración 107 Gráfica desplazamiento disco intervertebral (m).....	120

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Validación del modelo	77
Tabla 2 Propiedades conjunto vertebral	78
Tabla 3 Propiedades conjunto vertebral ampliado	82
Tabla 4 Validación del modelo	89
Tabla 5 Propiedades conjunto vertebral sano	89
Tabla 6 Propiedades conjunto vertebral degenerado	90
Tabla 7 Resultados vértebra L3	114
Tabla 8 Resultados vértebra L4	116
Tabla 9 Resultados disco intervertebral.....	118
Tabla 10 Resultados del disco intervertebral y posibilidad de rotura.....	122
Tabla 11 Tabla de costes del proyecto	126

1.INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

1.1.Motivación

La biomedicina utiliza conceptos y métodos físico-mecánicos para resolver problemas de la ciencia de la vida. Este campo es de suma importancia y muestra un futuro apasionante y con un vasto camino que recorrer, todo ello sobre la base de que sus investigaciones están orientadas a facilitar la vida de las personas. En este apartado el papel de los ingenieros es fundamental, ya que se encargan de diseñar modelos que se asemejen todo lo posible a la realidad y así, de esta manera permita estudiar su comportamiento sin necesidad de realizarlo en un modelo real que muchas veces es imposible. En muchos casos, como el abarcado en este proyecto, se pueden estudiar cuáles son las causas de la rotura de los disco intervertebrales y como afectan a ello diferentes enfermedades que se suelen sufrir a lo largo de la vida.

Por otra parte, los modelos realizados permiten saber cuál es el comportamiento de las prótesis que sustituyen a los huesos que han fallado e igualmente permiten comprobar si resistirán las condiciones que suele sufrir el hueso al que sustituyen.

1.2.Objetivos

El objetivo principal de este trabajo es desarrollar un modelo numérico mediante el Método de Elementos Finitos que permita realizar un estudio tensional del conjunto vértebra + disco intervertebral + vértebra.

Para alcanzar el objetivo principal de deben conseguir primero los siguientes objetivos:

- I. Conocer el comportamiento biomecánico de los huesos con el fin de tratar el problema con los conocimientos suficientes para interpretar los resultados.
- II. Obtener los conocimientos adecuados de ABAQUS con el fin de resolver los problemas que puedan surgir a la hora de realizar el trabajo
- III. Obtener información precisa sobre las vértebras y cuáles son sus propiedades cuando están sanas y degeneradas
- IV. Obtener información sobre cuál es la carga que sufre una vértebra cuando la espalda está en diferentes posiciones.
- V. Obtener los criterios de rotura de un disco intervertebral para aplicarlos a los resultados obtenidos
- VI. Interpretar los resultados con el fin de saber las conclusiones sobre las posibilidades de rotura del disco intervertebral.

1.3.Estructura del documento

Este trabajo se desarrolla en un total de nueve apartados que constan de la siguiente información:

1. Introducción y objetivos
Se explica cual ha sido la motivación para realizar este trabajo, junto con el objetivo principal y los objetivos secundarios necesarios para llevarlo a cabo.
2. Revisión bibliográfica

Se realiza una introducción teórica de todos los conocimientos necesarios para entender y resolver este trabajo.

3. Método de elementos finitos

Se desarrolla una explicación sobre el funcionamiento del método de elementos finitos.

4. Introducción a ABAQUS

Se presenta una explicación sobre el funcionamiento de ABAQUS

5. Modelo numérico

Se aborda un planteamiento sobre la geometría, las condiciones de contorno y las cargas aplicadas, además se discurre una explicación sobre el procedimiento llevado a cabo para resolver el modelo.

6. Resultados y discusión

Se presentan los resultados obtenidos en ABAQUS junto con la interpretación de los mismos.

7. Planificación y presupuesto

Se expone el procedimiento llevado a cabo para resolver el trabajo junto con un presupuesto del mismo.

8. Conclusiones y desarrollos futuros

Se exponen las conclusiones del trabajo y las aplicaciones del mismo en investigaciones futuras.

9. Bibliografía

Se presentan todas las fuentes bibliográficas utilizadas.

2.REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

En los siguientes apartados vamos a dedicarnos a realizar una introducción teórica sobre los conceptos biomecánicos de un hueso en general y luego nos centraremos en la columna vertebral que va a ser el objeto de nuestro estudio.

2.1.Hueso

El hueso es un tejido firme, duro y resistente que forma parte del endoesqueleto de los vertebrados; estando compuesto por tejidos duros y blandos. El principal tejido duro es el tejido óseo, un tipo especial de tejido conectivo constituido por células (osteocitos) y componentes extracelulares calcificados. Los huesos poseen una cubierta superficial de tejido conectivo fibroso llamado periostio y, en sus superficies articulares, están cubiertos por tejido conectivo cartilaginoso. Los componentes blandos incluyen a los tejidos conectivos, tejido hematopoyético y tejido adiposo de la médula ósea. El hueso también cuenta con vasos y nervios que, respectivamente, irrigan e inervan su estructura.[2]

2.1.1.Funcionalidad

2.1.1.1.Mecánica

- Protección: los huesos proveen un cuadro rígido de soporte para los músculos y tejidos blandos.
- Sostén: los huesos forman un cuadro rígido, que se encarga de los órganos y tejidos blandos.
- Movimiento: gracias a los músculos que se fijan a los huesos a través de los tendones y a sus contracciones sincronizadas, el cuerpo se puede mover.
- Transducción de sonido: los huesos juegan un papel importante en el aspecto mecánico de la audición.[2]

2.1.1.2.Sintética

Producción de la sangre: la médula ósea se encuentra en el interior de la cavidad medular de los huesos largos y los intersticios del hueso esponjoso. Esta se encarga de la producción de la sangre al contener células madre que producen tres tipos de células sanguíneas que son: leucocitos, hematíes y plaquetas. [2]

2.1.1.3. Metabólica

- Almacén de minerales: como las reservas de minerales importantes para el cuerpo, sobre todo el calcio y el fósforo.
- Almacena importantes factores de crecimiento tales como la insulina, los factores de crecimiento, el factor de crecimiento transformante, las proteínas morfogenéticas óseas y otros.
- El almacenamiento de grasa: la médula ósea amarilla actúa como una reserva de almacenamiento de los ácidos grasos.
- Equilibrio ácido-base - ósea: amortigua la sangre contra cambios excesivos de pH mediante la absorción o liberación de sales alcalinas.
- Desintoxicación: los tejidos óseos también pueden almacenar metales pesados y otros elementos foráneos, sacándolos de la sangre y reduciendo sus efectos en otros tejidos. Éstos luego pueden ser puestos en libertad poco a poco para su excreción.
- El hueso controla el metabolismo del fosfato por la liberación de factor de crecimiento de fibroblastos - 23, que actúa sobre los riñones para reducir la reabsorción de fosfato. Las células óseas también liberan una hormona llamada osteocalcina, lo cual contribuye a la regulación del azúcar en la sangre y la acumulación de grasa. Por su parte, la osteocalcina aumenta, tanto la secreción de insulina como la sensibilidad, además de aumentar el número de células productoras de insulina y reducir las reservas de grasa.[2]

2.1.2. Composición

El hueso está constituido principalmente por tejido óseo. Existen diferencias entre la composición de los huesos, tanto en tamaño como en composición, pero en términos generales se puede decir que su composición química es de un 25 % de agua, 45 % de minerales, como fosfato y carbonato de calcio, y 30 % de materia orgánica, principalmente colágeno y otras proteínas. Así, los componentes inorgánicos alcanzan aproximadamente 2/3 del peso óseo. Estos minerales no son invariables si no que se van remplazando e intercambiando en un proceso que se conoce como remodelación ósea.

El tejido que forma el hueso es resistente a los golpes y presiones, pero también es elástico, de esta manera protege a los órganos vitales, sin embargo, al mismo tiempo debe permitir el movimiento de diferentes partes del cuerpo para permitir a la persona desplazarse.[2]

I. Huesos Largos

Este tipo de hueso destaca porque la longitud del hueso es mucho mayor que el resto de medidas. [17]

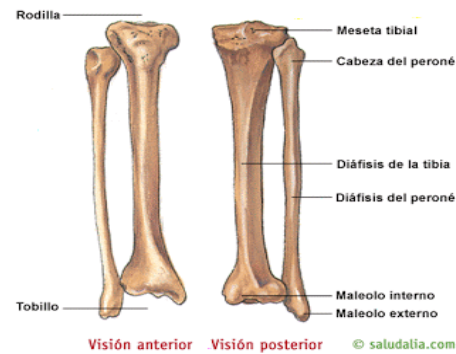


Ilustración 1 Hueso Largo[17]

II. Huesos Cortos

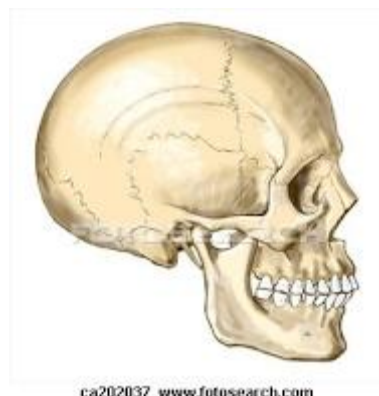
Estos tipos de hueso se caracterizan por tener una forma algo irregular y no son simplemente una versión más corta de un tipo de hueso largo. Los huesos del carpo y del tronco son ejemplo de esta categoría. [17]



Ilustración 2 Hueso Corto[17]

III. Huesos Planos

En este tipo de huesos el espesor es menor que la longitud y el ancho, su principal función es la de proteger a los órganos más frágiles mediante la formación de cavidades. [17]



ca202037 www.fotosearch.com

Ilustración 3 Hueso Plano [17]

IV. Huesos Sesamoideos

Huesos pequeños y redondeados que se encuentran junto a las articulaciones, y tienen la función de incrementar la función de palanca de los músculos. [17]



Ilustración 4 Hueso Sesamoideo[17]

V. Huesos Irregulares

Aquí se sitúan los huesos que no encajan en ninguno de los tipos anteriores, es decir son aquellos en la que ninguna medida destaca sobre otra. [17]

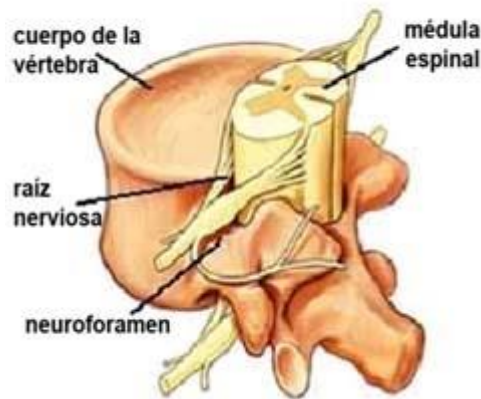


Ilustración 5 Huesos irregulares[17]

2.1.3. Tipos de tejido óseo

Los huesos poseen zonas con diferente densidad de tejido óseo que se diferencian macroscópicamente y microscópicamente en áreas de hueso compacto y áreas de hueso esponjoso, no existen límites perfectamente marcados entre las dos áreas, existiendo entre ellos una pequeña zona de transición.

I. Hueso Compacto (hueso cortical)

Constituye la mayor parte de la diáfisis de los huesos largos así como de la parte externa de todos los huesos del cuerpo. El hueso compacto constituye una protección y un soporte. Tiene una estructura de láminas o anillos concéntricos alrededor de canales centrales llamados canales de Havers que se extienden longitudinalmente. Los canales de Havers están conectados con otros canales llamados canales de Volkmann que perforan el periostio. Ambos canales son utilizados por los vasos sanguíneos, linfáticos y nervios para extenderse por el hueso. Entre las láminas concéntricas de matriz mineralizada hay pequeños orificios o lacunae donde se encuentran los osteocitos. Para que estas células puedan intercambiar nutrientes con el líquido intersticial, cada lacuna dispone de una serie de canalículos por donde se extienden prolongaciones de los osteocitos. Los canalículos están conectados entre sí y, eventualmente a los canales de Havers. El conjunto de un canal central, las láminas concéntricas que lo rodean y las lacunae, canalículos y osteocitos en ellas incluidos recibe el nombre de osteón o sistema de Havers. Las restantes láminas entre osteones se llaman láminas intersticiales.[2][6]



Ilustración 6 Hueso Compacto[6]

II. Hueso esponjoso

A diferencia del hueso compacto, el hueso esponjoso no contiene osteones, sino que las láminas intersticiales están dispuestas de forma irregular formando unos tabiques o placas llamadas trabéculas. Estos tabiques forman una estructura esponjosa dejando huecos que están llenos de la médula ósea roja. Dentro de las trabéculas están los osteocitos que yacen en sus lacunae con canalículos que irradian desde las mismas. En este caso, los vasos sanguíneos penetran directamente en el hueso esponjoso y permiten el intercambio de nutrientes con los osteocitos.

El hueso esponjoso es el principal constituyente de las epifisis de los huesos largos y del interior de la mayor parte de los huesos.[2][6]

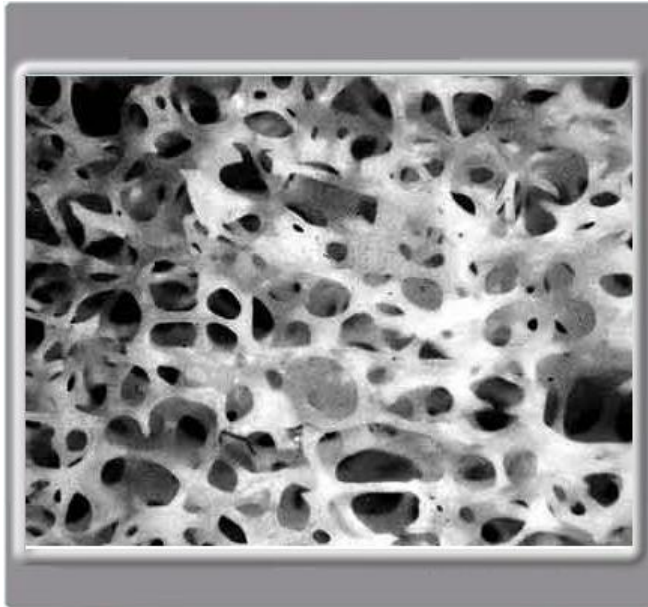


Ilustración 7 Hueso Esponjoso [6]

2.2.Columna vertebral

La columna vertebral es una estructura osteofibrocartilaginosa compuesta por varios elementos , de forma alargada y levemente curva en algunas secciones. Se ubica en la parte posterior del organismo y sirve como sostén al resto del organismo[2].

2.2.1.Funcionalidad

La columna vertebral es de extrema importancia para la morfología humana. Su principal característica es la de ser un soporte para diferentes partes del cuerpo como la cabeza, a la que mantiene erguida mediante la articulación del hueso occipital con la vértebra atlas (Se hablará de esta vértebra más adelante) o a la costillas que constituyen la caja torácica. También sirve para la regulación sensitiva y nerviosa, y su articulación con ambos huesos ilíacos constituyen a formar la pelvis ósea.[2]

2.2.2.Músculos

El sistema muscular de la columna es complejo, cuenta con numerosos músculos cuyas funciones principales son dar soporte, movimiento y estabilidad a la columna. Los distintos músculos se asocian al movimiento de partes anatómicas específicas. Por ejemplo, el músculo esternocleidomastoideo ayuda al movimiento de la cabeza, mientras que el psoas mayor está asociado con la flexión del muslo.

La fascia, también llamada aponeurosis, es un resistente tejido conectivo que da sostén a los músculos, ya sea en forma individual o grupal . El tendón que inserta el músculo en el hueso es parte de la fascia. Los músculos de la columna vertebral pueden ser flexores, rotadores o extensores.[54]

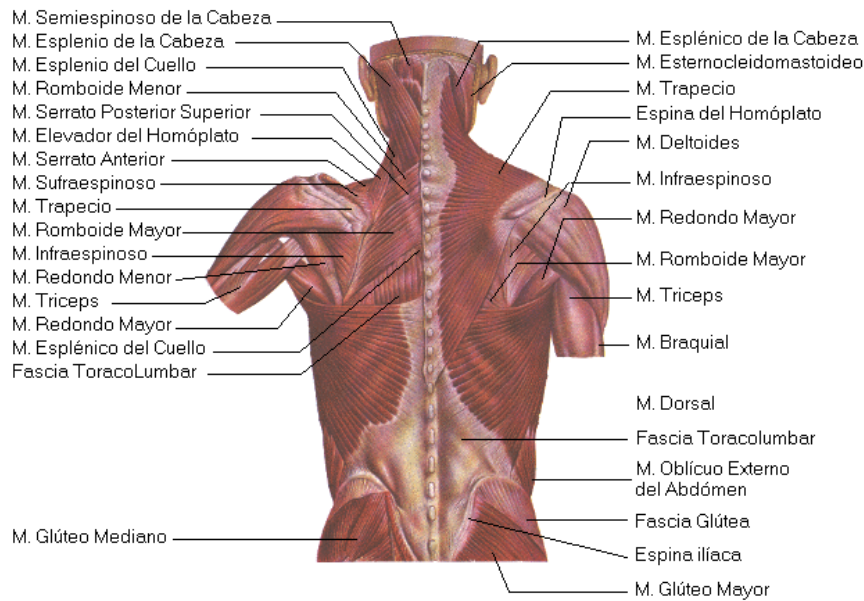


Ilustración 8 Músculos columna[54]

2.2.3.Ligamentos

Los ligamentos son bandas de fibras de colágeno (para resistir esfuerzos a tracción) y elastina (que proporciona elasticidad). Conectan dos o más huesos y ayudan a estabilizar las articulaciones.

Los ligamentos tienen la función de evitar cualquier movimiento que se aleje del rango normal, permitiendo cierto movimiento hacia adelante y hacia atrás, pero reduciéndolo al máximo para evitar lesiones.

Los ligamentos más importantes insertados en la columna vertebral son los que se presentan a continuación:

- Ligamento Longitudinal Anterior (ALL, por sus siglas en inglés). Un importante estabilizador de la columna.

De aproximadamente una pulgada de ancho, el Ligamento Longitudinal Anterior se extiende, desde la base del cráneo, a lo largo de la parte frontal de cada cuerpo vertebral y disco, así como hacia abajo del sacro anterior. Es el único ligamento vertebral que resiste la inclinación hacia atrás y limita la curva delante de las regiones del cuello y lumbares.

- Ligamento Longitudinal Posterior (PLL, por sus siglas en inglés). Un importante estabilizador de la columna.

De aproximadamente una pulgada de ancho, el Ligamento Longitudinal Posterior recorre toda la columna, desde la base del cráneo hasta el sacro. Conecta la parte trasera (posterior) del cuerpo vertebral con la región posterior del anillo fibroso

- Ligamento Supraespinoso (SSL).

Este ligamento une la punta de cada apófisis espinosa con la siguiente, resistiendo la flexión lateral hacia el lado opuesto.

- Ligamento Interespinoso (ISL).

Este delgado ligamento se une a otro, denominado ligamento amarillo, que recorre la parte más profunda de la columna vertebral.

- Ligamento Amarillo.

Va desde la base del cráneo hasta la pelvis, por enfrente y por detrás de las láminas, protegiendo la médula espinal y los nervios. El ligamento amarillo también rodea las cápsulas de la articulación facetaria. El área de la columna vertebral con mayor flexión, es la región lumbar, y es allí donde el ligamento amarillo es más grueso.

Estos son solo algunos de los ligamentos, existiendo, además, otros de gran importancia como los ligamentos intertransversos o las cápsulas de articulación facetaria.[54][21]



Ilustración 9 Ligamentos columna[54]

2.2.4. Curvatura

2.2.4.1. Definición

Las curvaturas de la columna vertebral, no se producen sólo debido a la forma de las vértebras, sino también, a la forma de los discos intervertebrales.

En los seres humanos se pueden diferenciar cuatro partes en la curvatura de la columna vertebral: cervical, torácica, lumbar y sacro-coccígea.

La curva cervical es convexa hacia adelante; es la menos marcada de todas las curvas. La curva torácica es cóncava hacia delante y se conoce como la curva tt. Por su parte, la curva lumbar es convexa anteriormente y se conoce como la curva lordótica y , finalmente, la curva pélvica concluye en el coxis, dirigiéndose su concavidad hacia delante y hacia atrás.[2]

Podemos diferenciar dos tipos de curvaturas:

2.2.4.2. *Curvaturas anteroposteriores*

Se describen dos tipos de curvaturas: cifosis y lordosis. La cifosis es la curvatura que dispone al segmento vertebral con una concavidad anterior o ventral y una convexidad posterior o dorsal, en caso de que la curvatura sea muy pronunciada se le da el nombre de joroba. La lordosis se refiere a la curva hacia adentro de la columna lumbar (justo por encima de los glúteos). Un pequeño grado de lordosis es normal. Demasiada curvatura lordótica se llama hiperlordosis (lordosis).

La columna vertebral humana se divide en cuatro regiones, cada una con un tipo de curvatura característica:

- Cervical: lordosis.
- Torácica: cifosis.
- Lumbar: lordosis.
- Sacro-coccígea: cifosis.

En el recién nacido humano, la columna cervical sólo cuenta con una gran cifosis. La lordosis lumbar y cervical, aparecen posteriormente.[22]

2.2.4.3. *Curvaturas laterolaterales*

En humanos, la columna vertebral presenta una curvatura torácica imperceptible de convexidad contralateral al lado funcional del cuerpo. Debido al predominio de la condición diestra en la población, la mayoría presenta una curvatura lateral torácica de convexidad izquierda.[22]

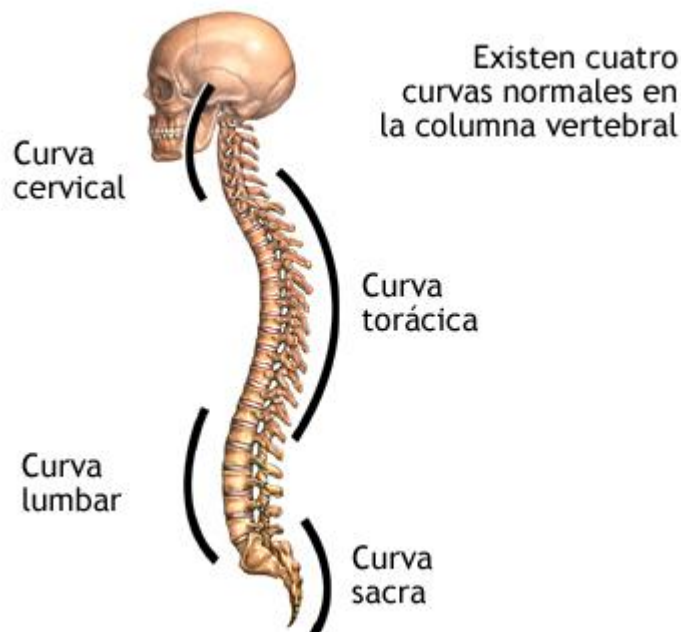


Ilustración 10 Curvatura Columna Vertebral [23]

2.2.5.Vetebras

2.2.5.1.Definición

Así se denominan a cada una de las piezas óseas articulares que constituyen la columna vertebral. Son huesos esponjosos y cortos en los que es posible diferenciar un cuerpo y diversas apófisis, tanto laterales como posteriores. En los seres humanos existen 33 vértebras durante la edad fetal y la niñez, evolucionando a un total de 24 durante la edad adulta al unirse los huesos del sacro y del cóccix. Entre cada vértebra podemos encontrar un disco intervertebral, exceptuando las cinco vértebras del sacro y las cuatro del cóccix, debido a su unión.[24]

2.2.5.2.Estructura

A excepción de la primera y segunda vértebras cervicales ,el resto de vértebras tiene una estructura similar:

1. Cuerpo: porción mayoritaria de la vértebra con forma de disco cuya función es soportar la carga. Los discos intervertebrales se encuentran entre los cuerpos de vértebras sucesivas.
2. Láminas
3. Pedículos
4. Apófisis articular: forman una articulación con la vértebra superior e inferior permitiendo el movimiento opuesto de las vértebras y limitando el mismo en un solo sentido
5. Apófisis espinosa y transversa: puntos de fijación de la musculatura humana.

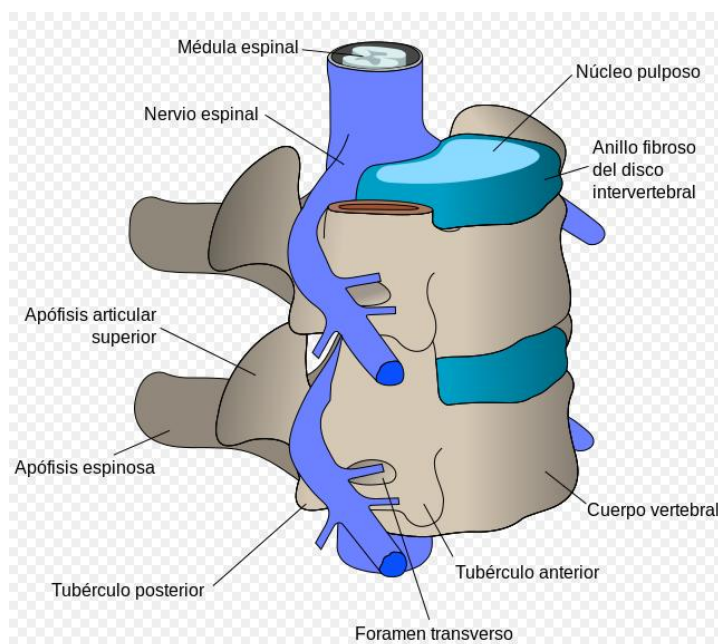


Ilustración 11 Vértebra [2]

Como se ha señalado anteriormente, la columna vertebral se puede dividir en diferentes partes (cervical, torácica, lumbar, sacro-coccígea). A continuación se va a realizar un estudio de cada una de las vértebras según la región en la que se encuentren.[6][3]

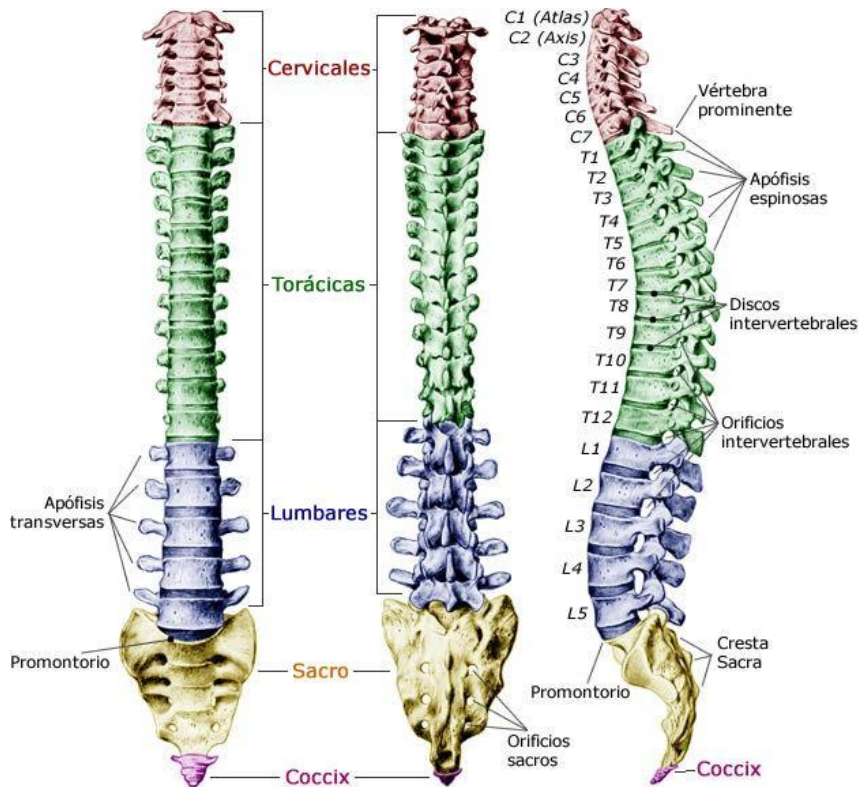


Ilustración 12 Tipos de vértebras [36]

2.2.5.3. Vértebras cervicales

I. Definición

Las vértebras cervicales son un grupo de vértebras situadas a nivel del cuello, que junto con los músculos, articulaciones, ligamentos y tendones proporcionan el apoyo, la estructura y la estabilización del cuello.[2][26]

Los humanos disponen de siete vértebras cervicales denominadas: C1, C2, C3, C4, C5, C6, C7

II. Vértebras

- Primera vértebra cervical o atlas

El atlas está constituido por dos masas cervicales unidas entre sí, presentando la cara superior una carilla articular denominada cavidad glenoidea. Por otro lado, la cara inferior se puede dividir en otras dos carillas, las cuales están destinadas a articularse con las apófisis articulares superiores del axis.

La vértebra atlas tiene una constitución anatómica diferente del resto, sin embargo es posible establecer muchas similitudes con el resto de vértebras. El cuerpo está representado por la apófisis odontoides, que se suelda a la siguiente vértebra (axis). Igualmente, conviene destacar que el arco anterior y el tubérculo son extensiones de las masas laterales; existiendo el denominado agujero vertebral, así como las apófisis transversas.

Por último subrayar que esta vértebra se encuentra unida a dos huesos (occipital y vértebra axis) y once músculos.[6]

- Segunda vértebra cervical o Axis

Presenta muchas menos diferencias que la vértebra atlas con respecto al esquema general de las vértebras. Lo que esencialmente caracteriza al axis es la presencia en la cara superior de su cuerpo, de una eminencia vertical denominada apófisis odontoides o diente del axis. La función del axis es permitir la rotación lateral del cuello.

Finalmente, cabe destacar que esta vértebra aparece unida a dos vértebras (atlas y C3) y a un total de once músculos.[6]

- Tercera vértebra cervical

Articula con la vértebra cervical axis. A partir de esta vértebra todas las demás son prácticamente iguales.

- Cuarta vértebra cervical

Articula con la vértebra cervical C3. Las vértebras cervicales son las menos gruesas y las de mayor movilidad.

- Quinta vértebra cervical

Hay que destacar que a través el agujero transversal pasa el nervio vertebral, lo cual solo ocurre en la C5 y C6.

- Sexta vértebra cervical

Al tubérculo anterior de la apófisis transversa se le denomina tubérculo carotideo o Chassaignac, debido a que es más grueso y saliente que el de las otras vértebras. Por el agujero transversal, como ya hemos señalado, pasa el nervio vertebral.

- Séptima vértebra cervical

También se le llama prominente y se caracteriza por su larga apófisis espinosa, no bifurcada. Además, se diferencia de las otras vértebras cervicales debido a que la

arteria vertebral no pasa por el foramen transverso; haciéndolo solamente la vena vertebral. [2][26]

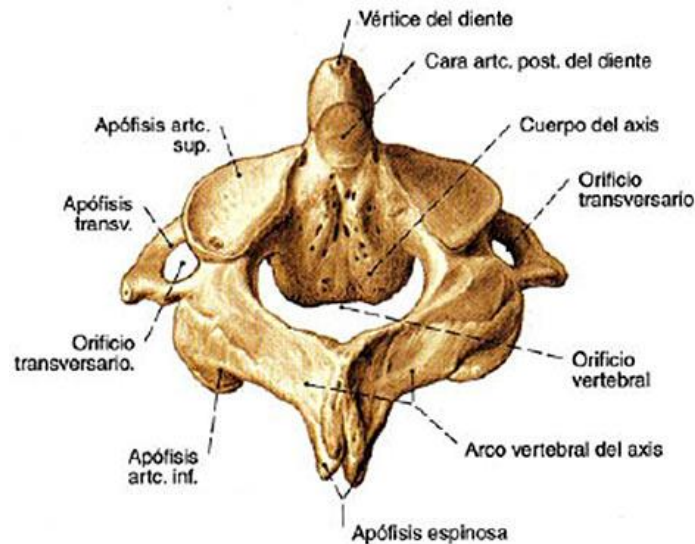


Ilustración 13 Vértebra cervical [46]

2.2.5.4. Vértebras torácicas

I. Definición

Las vértebras torácicas son un conjunto de doce vértebras que se sitúan en la parte central de la columna vertebral, entre las vértebras cervicales y las lumbares. Su principal diferencia con respecto a las cervicales es su falta de movilidad.

La función que desempeñan es la de transmitir el peso corporal hacia los miembros torácicos y, junto con las costillas, dan inserción a los músculos torácicos y a los de la espalda.[57][2]

II. Características

Las vértebras torácicas comparten características con otras vértebras y además poseen algunas características exclusivas de su grupo vertebral. El cuerpo de cada vértebra soporta el peso de la vértebra superior, incluso del cráneo; además el arco permite crear una zona en forma de canal que da protección a la médula espinal y a sus partes.[57][2]

III. Funciones

De la columna dorsal o torácica conviene destacar que es una estructura de sostén y al igual que otras partes del cuerpo, el tronco necesita esta estructura para evitar que se derrumbe. Esta función la cumplen fundamentalmente los cuerpos vertebrales. Debido a que el peso corporal que tienen que soportar se incrementa de arriba hacia abajo, los cuerpos vertebrales aumentan su tamaño de craneal a caudal.

Presenta movimientos de flexión, extensión, rotación y flexión lateral, a la par que aloja a la médula espinal dorsal a lo largo del conducto raquídeo protegiendo a los pares raquídeos. [57][2]

IV. Vértebras que la conforman

La columna torácica o dorsal la configuran 12 vértebras. La primera vértebra torácica, denominada T1 es atípica en comparación con las otras vértebras torácicas. De igual manera, desde la vértebra T9 hasta la vértebra T12 son todas igualmente atípicas, debido a sus características peculiares.

- Primera vértebra dorsal (T1)

Es una vértebra de transición que presenta similitudes con las vértebras cervicales tanto por sus apófisis articulares, como por su pedículo y, sobre todo, por su cuerpo en cuya cara superior se ven los dos ganchitos laterales característicos de las vértebras cervicales.

- Segunda a octava vértebra dorsal (T2-T7)

Sus características son similares a las de las vértebras comunes.

- Novena vértebra dorsal (T9)

De la vértebra T9 llama la atención el hecho de que pueda no tener las carillas articulares en las apófisis transversas para la novena costilla de cada lado. En algunos individuos puede que tenga dos carillas articulares en cada lado. De ser así, la T10 sólo contará con la carilla articular costal superior.

- Décima vértebra dorsal (T10)

Se distingue por no tener más que una semicarilla, situada en la parte superior del cuerpo, la cual se encuentra destinada a la décima costilla. La semicarilla inferior no existe, debido a que la undécima costilla se articula exclusivamente con la undécima vértebra dorsal.

- Undécima y duodécima vértebra dorsal (T11 y T12)

En estas vértebras la forma y el tamaño comienza a asemejarse a las vértebras lumbares. Estas vértebras están marcadas por la inexistencia de carillas articulares en

las apófisis transversas y por la existencia de una sola carilla a cada lado del cuerpo cuyo destino es recibir a la undécima y duodécima costilla. [57][2]

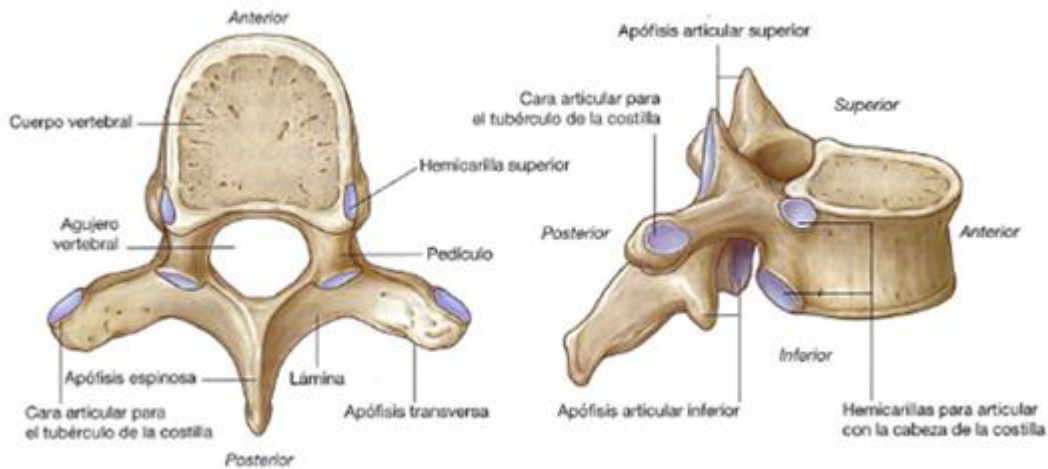


Ilustración 14 Vértebra torácica [47]

2.2.5.5. Vértebras lumbares

Las vértebras lumbares son los segmentos más macizos de la columna vertebral, aumentan de volumen cuanto más abajo estén de la columna lumbar. Los discos intervertebrales tienen un gran espesor lo que constituye un factor de movilidad. Están situadas entre las vértebras torácicas y el sacro, distinguiéndose del resto, tanto por su tamaño, como por la ausencia de foramen transverso y de facetas articulares a cada lado del cuerpo de la vértebra.[2][4]

I. Características

Características generales de las vértebras lumbares:

- Cuerpo: es más macizo que el resto de vértebras.
- Formen vertebral: es triangular, mayor que las vértebras torácicas pero menor que las cervicales.
- Apófisis espinosa: es una única apófisis corta y robusta
- Apófisis trasversa: existen dos y son apófisis largas y finas, también denominadas "Apéndices Costiformes"
- Apófisis articulares: se constituyen por dos superiores que se dirigen en sentido posteromedial y dos inferiores que se dirigen en sentido anterolateral.
- Láminas vertebrales: existen dos y no son sino láminas que conectan los pedículos de las apófisis espinosas. Tienen forma cuadrilátera, siendo fuertes y cortas.
- Pedículos: existen dos y son utilizadas como zona de entrada al cuerpo vertebral. [2][27][4]

II. Vértebras

Las vértebras son cinco, denominadas del siguiente modo:

- Primera vértebra lumbar (LI)

Es la más pequeña de todas las vértebras lumbares, y dado que es la primera vértebra de la zona lumbar soporta todo el peso de la parte superior del cuerpo, sirviendo de transición entre la zona torácica y lumbar.

- Segunda vértebra lumbar (LII)

Sólo se puede reconocer si se tienen las anteriores vértebras, debido a su engrosamiento en tamaño.

- Tercera vértebra lumbar (LIII)

Esta vértebra es de especial interés en cuanto a movilidad ya que es el centro de gravedad del cuerpo además del centro de la lordosis lumbar, a lo que se añade el hecho de ser la llave de las líneas antero-posterior y control de gravedad.

- Cuarta vértebra lumbar (LIV)

Esta vértebra se suele utilizar para la extracción de líquido cefalorraquídeo debido a su fácil palpación y su apertura.

- Quinta vértebra lumbar (LV)

Es la vértebra más larga y la que se encuentra más abajo de todas las vértebras. Debido a su posición va a ser la que más peso soporte de todas de ahí su grosor y tamaño. Una de las particularidades de esta vértebra es que presenta un ángulo más abierto en su articulación con el sacro (promontorio). [2][28]

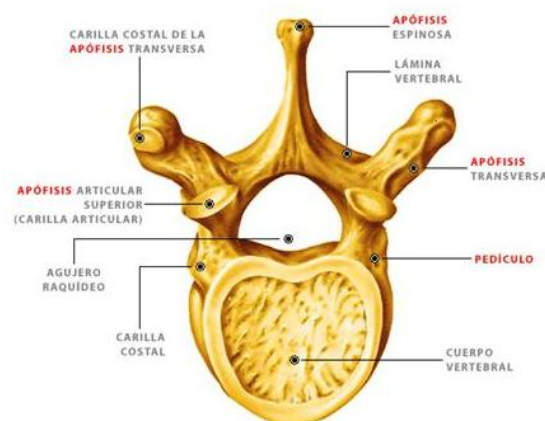


Ilustración 15 Vértebra lumbar [48]

2.2.5.6. Sacro

Viene siendo considerado como la estructura ósea y en forma de escudo, que se encuentra situada a continuación de las vértebras lumbares. Se encuentra formado por la unión de cinco vértebras sacras. (S1-S5)

En él se insertan los músculos:

- Ilíaco en la base
- Piramidal en la cara anterior
- Isquiococcígeno en los tramos laterales
- En la cara posterior: gran dorsal, dorsal largo, sacrolumbar, transverso espinoso, glúteo mayor

A continuación se efectúa una pequeña descripción de las partes principales del sacro para un mejor conocimiento.

I. Movimiento

- Movimiento de nutación: el sacro gira alrededor del eje constituido por el ligamento axial, permitiendo que el promontorio se desplace de delante hacia abajo.
- Movimiento de contranutación: el sacro gira alrededor del ligamento axial haciendo que el promontorio se desplace de arriba hacia atrás y la extremidad inferior del sacro junto con la punta del cóccix se desplacen de abajo hacia delante.[2][11][29][30]



Ilustración 16 Sacro [8]

2.2.5.7. *Coxis*

I. Descripción

Es la parte más baja de la columna vertebral en las personas y primates sin cola y representa una cola vestigial, que en el caso de los embriones está presente durante cuatro semanas de su desarrollo. Es un hueso corto, impar, central y simétrico que a pesar de encontrarse protegido por tejido muscular y grasa es muy vulnerable. Está formado por hasta cinco vértebras que pueden estar fusionadas o todas juntas.

El coxis no participa como el resto de vértebras en la bipedestación, sin embargo, en la sedestación si que soporta parte del peso. Además proporciona inserciones a diferentes músculos y ligamentos. [30][31][32]

II. Lesiones

Una de las lesiones más comunes es la luxación del coxis, que consiste en una separación del coxis respecto del sacro. Esta luxación suele producirse como consecuencia de caídas sobre la rabadilla o en el parto, en los casos en que existe una desproporción entre el tamaño del niño y la pelvis de la madre. No presenta ningún riesgo para el paciente pero suele ser tratado debido al dolor que produce al estar sentado.[13]

2.2.6. Discos intervertebrales

Se considera disco intervertebral a cada uno de los discos que separan las vértebras de la columna vertebral. Su función es actuar como amortiguador entre las vértebras, además de actuar como ligamentos para mantener las vértebras unidas y como articulaciones cartilaginosas que permitan la movilidad de la columna.[2]

2.2.6.1. *Estructura del disco*

I. Núcleo pulposo

Se encuentra en una posición ligeramente posterior del centro de los discos intervertebrales y está constituido por una masa gelatinosa de material mucoide cuyo principal componente es agua, aunque también contiene colágeno en menor medida. El núcleo pulposo ocupa del 30% al 50% del área del disco, siendo mayor en las zonas cervicales y lumbares.

El núcleo pulposo se desplaza hacia atrás en flexión y hacia delante en extensión. Cuando se ejerce una presión hidrostática mayor de 80kPa se expulsa agua

y se pierde altura, sin embargo, cuando cae por debajo de ese valor el núcleo se expande por la entrada de agua que diluye las macromoléculas. [33][2]

II. Anillo fibroso

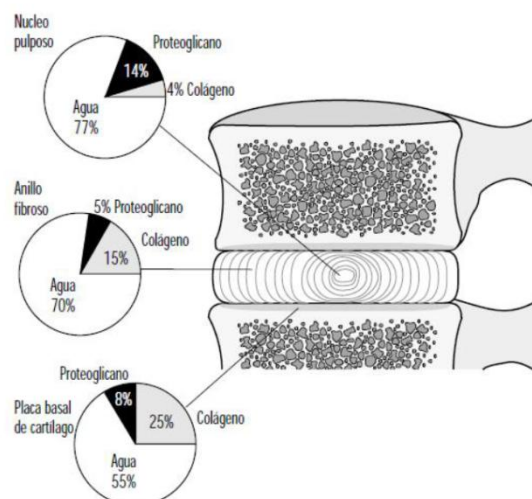
El anillo fibroso consiste en un entramado de fibras de colágeno que rodean el núcleo pulposo; siendo más grueso en su cara ventral que en su cara dorsal. Tanto en el anillo fibroso como en el núcleo pulposo los componentes son agua y colágeno; radicando la diferencia tanto en la proporción de componentes en cada uno de ellos, como en el tipo de colágeno. En el anillo fibroso la concentración de agua disminuye y aumenta la de colágeno. A ello se une el hecho de que en el anillo fibroso el colágeno, aunque es del tipo I, II y III, el más abundante es el del tipo I (capaz de soportar grandes tensiones); mientras en el núcleo pulposo el colágeno, que es mucho menor, el mayoritario es del tipo II (grandes propiedades elásticas).

La degeneración de un disco reduce su contenido de proteoglicanos y por tanto su capacidad hidrofílica. A medida que el disco se deshidrata su elasticidad, así como su habilidad para almacenar energía y distribuir cargas disminuyen gradualmente; estos cambios hacen que el disco sea más vulnerable a las solicitaciones, lo que terminará repercutiendo en las relaciones articulares interapofisarias. [33][2]

III. Placas terminales cartilaginosas

Las placas terminales cartilaginosas son capas de cartílago que recubren la superficie del cuerpo vertebral hasta el reborde óseo. Tienen una doble función, por una parte actúan como barreras evitando la entrada del núcleo pulposo en el hueso tabecular de los cuerpos vertebrales y, por otra, se encargan de la nutrición del disco por difusión.

Durante la bipedestación se ejerce presión sobre el eje del raquis y, como consecuencia de ello, el agua que contiene la sustancia cartilaginosa del núcleo se pierde, lo que supone que a últimas horas de la noche el núcleo estará menos hidratado que durante el día. [33][2]



2.2.6.2. *Biomecánica*

El análisis y estudio de la biomecánica del disco intervertebral es de suma importancia para el correcto desarrollo de este trabajo, por ello resulta obligado extenderse detenidamente en su explicación.

El disco transmite la carga a lo largo de la columna vertebral, a la par que también permite su curvatura y torsión. Las cargas sobre el disco proceden del peso corporal y de la actividad muscular, las cuales se modifican con la postura. A ello se une que la extensión o la flexión de la columna producen, sobre todo, fuerzas de tracción y de compresión sobre el disco, que van aumentando de magnitud según se desciende por columna; ello es debido a las diferencias en el peso y en la geometría corporal. Se añade la circunstancia de que la rotación de la columna produce tensiones transversales.

Durante la carga, el disco se deforma y pierde altura. La placa terminal y el anillo soportan un aumento de tensión y, en consecuencia, se eleva la presión hidráulica en el disco. El grado de deformación del disco depende de la velocidad de carga. Así, el disco puede experimentar una deformación considerable, comprimiéndose o extendiéndose desde un 30% a un 60 % durante la flexión y la extensión. Si la carga se retira en unos segundos, el disco vuelve rápidamente a su estado anterior (por osmosis), pero si la carga se mantiene, el disco continúa perdiendo altura, perdiendo a su vez permeabilidad de forma no lineal. Este “aplastamiento” es consecuencia de la deformación continua de las estructuras del disco, y también de la pérdida de líquidos, ya que el disco, debido a su permeabilidad y porosidad, pierde líquido como consecuencia del aumento de presión. Durante las actividades diarias el disco está sometido a esfuerzos que ocasionan una pérdida de entre el 10 y el 25 % del agua del disco, que se recupera al descansar tumbados. Esta pérdida de agua puede dar lugar a una disminución de 1 a 2 cm. de estatura desde la mañana hasta la noche.

A medida que cambia la composición del disco a causa de la edad o de la degeneración, también cambia su respuesta a las cargas mecánicas. Con la pérdida del contenido de agua, el núcleo ya no puede responder de forma tan eficaz. Este cambio da lugar a tensiones no uniformes a través de la placa terminal y de las fibras del anillo. La velocidad de “aplastamiento” también aumenta en los discos degenerados, que de esta forma pierden altura más rápidamente que los discos normales sometidos a la misma carga. El estrechamiento del espacio del disco afecta a otras estructuras de la columna, como los músculos y ligamentos y, en particular, produce un aumento de la presión en las facetas articulares, que puede ser la causa de los cambios degenerativos que se observan en las columnas con discos anormales. [54]

A continuación se explicará el comportamiento del disco intervertebral ante diferentes cargas.

- I. Elongación axial: los cuerpos vertebrales se separan, lo que aumenta el grosor del disco y disminuye su anchura, mientras que la tensión de las fibras del anillo aumenta. El núcleo adquiere una forma más esférica. La elongación disminuye la presión interior del núcleo.
- II. Compresión: las cargas de compresión son transmitidas de la placa terminal de una vértebra a la placa terminal de la vértebra inferior a través de los elementos intermedios, esto es, el núcleo pulposo y el anillo fibroso. Al aplicar la carga se desarrolla, por tanto, una presión en el interior del núcleo que empuja las estructuras circundantes alejándolas del mismo. Esta presión, en definitiva, aplasta y ensancha el disco, aplana el núcleo aumentando su presión interna de manera notable, y empuja radialmente al anillo fibroso.
- III. Momentos flectores:
 - Los momentos flectores de flexión provocan tensiones de tracción en las fibras posteriores del disco y compresión en las fibras anteriores. En la flexión, por tanto, la vértebra superior se desliza hacia delante, el espacio intervertebral disminuye en el borde anterior y el núcleo se desplaza hacia atrás de modo que se sitúa sobre las fibras posteriores del anillo, aumentando la tensión del mismo.
 - Los momentos flectores de extensión provocan el efecto contrario, la vértebra superior se desplaza hacia atrás, el espacio intervertebral disminuye hacia atrás y el núcleo se proyecta hacia delante, de modo que se desplaza hacia las fibras anteriores del anillo.

En resumen, en la parte cóncava de la curva el disco estará sometido a compresión, presentado tendencia a protruir y expandirse radialmente, y en la parte convexa estará sometido a tracción y tendrá tendencia a contraerse.

- IV. Torsión: originado cuando el tronco gira sobre su eje longitudinal respecto a la pelvis. En este movimiento de rotación axial las fibras del anillo, cuya oblicuidad se opone al sentido del movimiento de la rotación, se tensan y las fibras cuya oblicuidad es inversa se distienden. El núcleo está fuertemente comprimido y su tensión interna aumenta proporcionalmente con el grado de rotación.
- V. Cizallamiento: está ligado al movimiento de flexión del tronco y es mayor cuanto mayor es dicha inclinación.

Durante las actividades de la vida diaria, el disco se carga de una manera compleja y normalmente se somete a una combinación de compresión, flexión y torsión. [2]

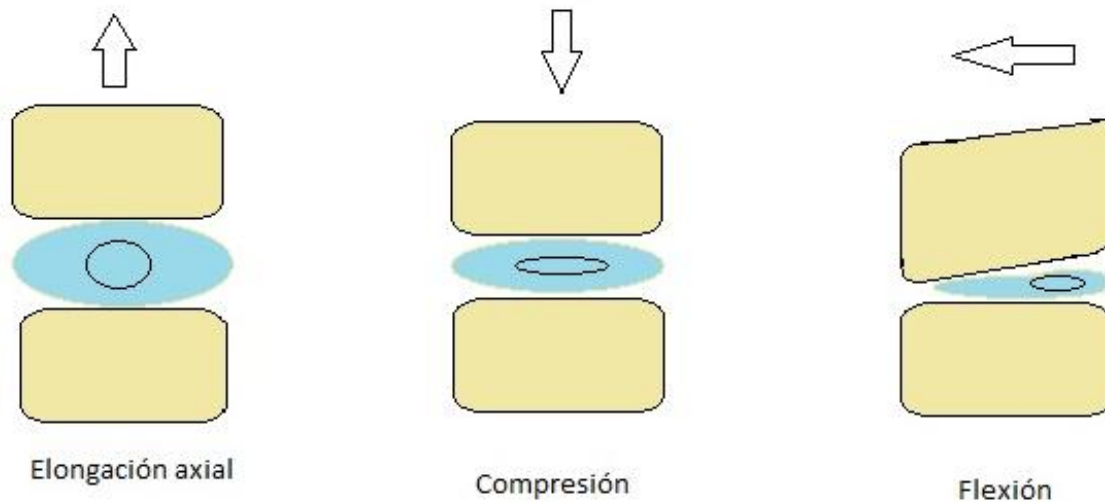


Ilustración 18 Comportamiento disco intervertebral [2]

2.2.7. Osteoporosis

2.2.7.1. Definición

La osteoporosis es una patología que afecta a los huesos y está provocada por la disminución de la masa ósea y un deterioro de la microarquitectura de los huesos. [2]

2.2.7.2. Epidemiología

La osteoporosis afecta más a las mujeres que a los hombres y es responsable de millones de fracturas anualmente, presentando una mayor incidencia en las vértebras lumbares. [2]

2.2.7.3. Causas de la osteoporosis

- I. Envejecimiento: el riesgo comienza a aumentar a partir de los 50 años ya que disminuye la cantidad de masa ósea.
- II. Factores genéticos: se ha relacionado la aparición de la osteoporosis con factores genéticos y hereditarios, por lo tanto aquellas personas con familiares con osteoporosis tienen una mayor probabilidad de padecerlo.
- III. Dieta pobre en calcio: el calcio es un alimento fundamental en la formación del hueso.
- IV. Sexo femenino: las mujeres tienen un riesgo cuatro veces mayor que los hombres de desarrollar osteoporosis, especialmente tras la menopausia o tras la extirpación quirúrgica de los ovarios, esto produce una disminución del número de estrógenos que intervienen en la formación de masa ósea.

- V. Inmovilización prolongada: el ejercicio favorece la formación de hueso.
- VI. Medicamentos: algunos medicamentos como los esteroides favorecen la aparición de osteoporosis.
- VII. El exceso de tabaco, alcohol o café.[39][41][12]

2.2.7.4. Síntomas de la osteoporosis

La osteoporosis suele presentarse de manera asintomática hasta que se produce una fractura.

Las más frecuentes son las fracturas de las vértebras, y una gran mayoría son asintomáticas y se diagnostican de manera accidental por una radiografía, u otra prueba de imagen que se solicita por otro motivo. Cuando presentan síntomas, suelen cursar con dolor agudo o crónico, deformidades en la columna (cifosis progresiva o, como se conoce popularmente, *chepa* o *joroba*) y disminución de la talla. Se localizan sobre todo en la mitad inferior de la columna dorsal y en la mitad superior de la columna lumbar.

Las fracturas de cadera son también muy prevalentes y afectan al 15% de las mujeres y al 5% de los hombres de más de 80 años. Generalmente son consecuencia de una caída, y se manifiestan con dolor agudo e incapacidad para movilizar la extremidad afectada. [39][41]

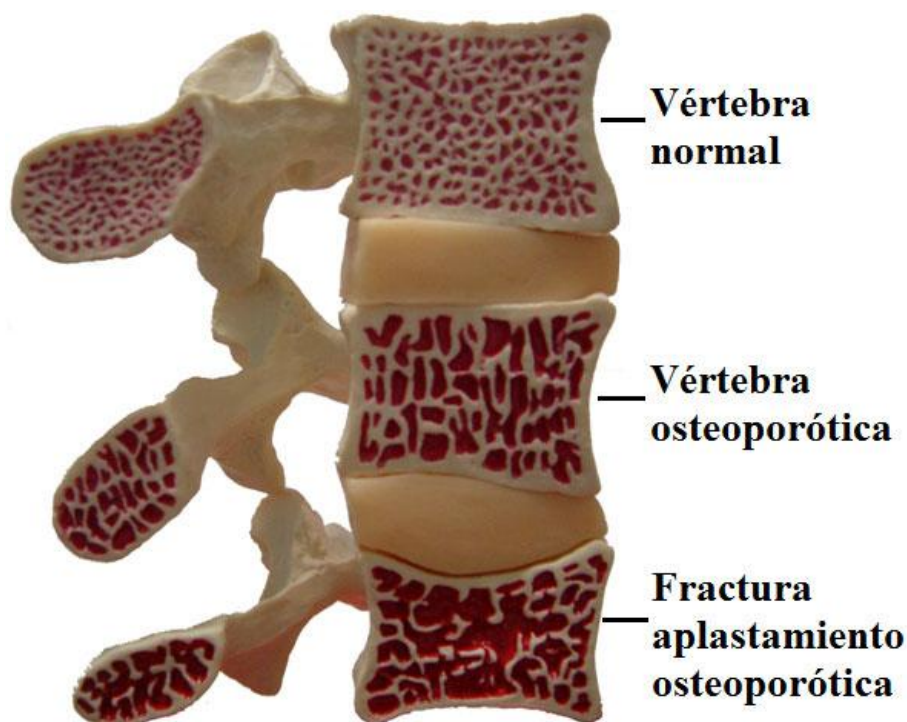


Ilustración 19 Comparación vértebra normal y con osteoporosis [34]

2.2.7.5. Tratamiento

El tratamiento suele consistir en una dieta rica en calcio y ejercicio físico, no obstante se suelen recetar fármacos que consisten en detener la reabsorción ósea y evitar la pérdida mineral. [39][41]

2.2.8. Patología

2.2.8.1. Introducción

Se estima que anualmente un 0,064% de la población padece fracturas de columna mientras que las de médula son significativamente menor, un 0,004%. La región lumbar tiene un 46% de las fracturas frente a un 33% de la zona torácica, teniendo la primera una menor tasa de lesiones neurológicas.

La población joven es la más afectada por este tipo de fracturas, siendo los accidentes de tráfico, las caídas desde grandes altura, los accidentes laborales y los traumatismos deportivos las principales causas de dichas fracturas

Las vértebras torácicas se encuentran muy próximas a la médula espinal, de manera que el espacio de reserva del conducto raquídeo es inferior al 10 %. Por lo tanto, existe un alto riesgo de que las fracturas a este nivel se acompañen de déficit neurológico.

La unión de la zona torácica lumbar es crítica ya que ahí confluyen todas las fuerzas de las zonas superior e inferior provocando que más del 50% de las fracturas torácicas y lumbares se produzcan en este punto.

Existen muchas formas de clasificar las fracturas, seguidamente se estudia la planteada por Francis Denis, que aunque no es de las más modernas sí permite hacerse una idea de los tipos de fracturas.

2.2.8.2. Clasificación de Denis (1982)

Denis ha construido su clasificación tomando en consideración principios anatomo-funcionales muy claros, que explican el por qué de los mecanismos patogénicos que provocan las fracturas. En su estudio además de sus propios conceptos ha tomado en consideración las investigaciones de otros autores que enmarcan sus investigaciones en el mismo campo y dirección.

El resultado ha sido crear una clasificación con buenos fundamentos, expresada en forma sencilla y de fácil comprensión.

Básicamente, los mecanismos que producen una fractura de columna vertebral son: flexión, extensión, rotación, cizallamientos y compresión axial.

Normalmente las fracturas suelen ser la combinación de varios de estos mecanismos por lo que existe una gran variedad de posibilidades. [14][58]

I. Los tres pilares de Denis

La clasificación de las fracturas vertebrales está basada en la división tripartita en columnas que junto con una sola unidad funcional, permiten el complejo mecanismo con el que funciona el “órgano columna vertebral”

- Columna anterior: formada por la parte anterior de los cuerpos vertebrales, fuertemente unidos unos a otros por la banda longitudinal de ligamento común vertebral anterior y por la parte anterior del anillo fibroso del disco intervertebral.
- Columna media: formada por la parte posterior del cuerpo vertebral, unido y sólidamente fijado al ligamento vertebral longitudinal común posterior y al anillo fibroso posterior.
- Columna posterior: formada por el arco óseo posterior que está constituido por los pedículos, láminas, apófisis transversas articulares y espinosas y, además, el complejo ligamentario posterior, ligamento interespinoso, amarillo, cápsulas y ligamentos articulares.

La acción de un traumatismo puede provocar la rotura parcial o total de cada uno de estos tres pilares. [14][58]

II. Estabilidad de la columna fracturada

Tras el traumatismo describe que existen dos tipos de fracturas de acuerdo al grado de estabilidad.

- Fractura estable: es aquella en la que sólo uno de los tres pilares ha recibido daño; la fractura del pilar anterior suele ser el más común. En este tipo de fracturas no hay daño neurológico.
- Fracturas inestables: este tipo de fractura hace referencia a aquella en la que al menos dos de los tres pilares ha recibido daño.

Por supuesto, si son tres pilares los comprometidos, el grado de inestabilidad será mucho mayor. Un ejemplo es la fractura de Chance, que tiene lugar en la mitad superior e inferior de la vértebra toracolumbar, se suele dar en los accidentes de tráfico cuando los pasajeros llevan cinturón de seguridad en la cintura pero no en el hombro.

Este tipo de fracturas son extremadamente graves y suelen producir problemas neurológicos. [14][58]

III. Grado de las lesiones

De acuerdo con el grado o magnitud de las lesiones, Denis las clasifica en dos grupos:

- Fracturas con lesiones menores: son fracturas estables y poco frecuentes, en las que el segmento fracturado corresponde a apófisis transversas (más frecuentes) o apófisis transversas (más raras).
- Fracturas con lesiones mayores: se producen como consecuencia de traumatismos de gran energía, que llegan a fracturar las estructuras óseas de uno o varios de los pilares vertebrales.

Existen cuatro grupos diferentes para clasificar este tipo de fracturas pero debido a la gran variedad de fracturas existen algunos tipos de fracturas que no están clasificados. [14][58]

- Fracturas por flexión-compresión

Se trata del mecanismo más frecuente y de menor gravedad de este grupo.

Están producidas por una flexión cervical de gran magnitud, que ocasiona un acúñamiento del cuerpo vertebral en su parte anterior, sin comprometer el muro posterior, por lo tanto no se ocasiona lesión neurológica.

En forma muy ocasional, cuando existen angulaciones extremas, puede haber ruptura ligamentosa o alguna fractura aislada del arco posterior; la estabilidad sigue sin alteración. No se acompañan de compromiso neurológico.

La tomografía axial computada es muy precisa al determinar el segmento del cuerpo vertebral comprometido:

- Compresión vertebral anterior, con fractura de la cara ventral de la vértebra.
- Aplastamiento de la cara vertebral superior, o craneal.
- Aplastamiento de la cara vertebral inferior, o caudal.
- Aplastamiento de ambas caras vertebrales.
- Aplastamiento de una de las caras vertebrales laterales. [14][58]

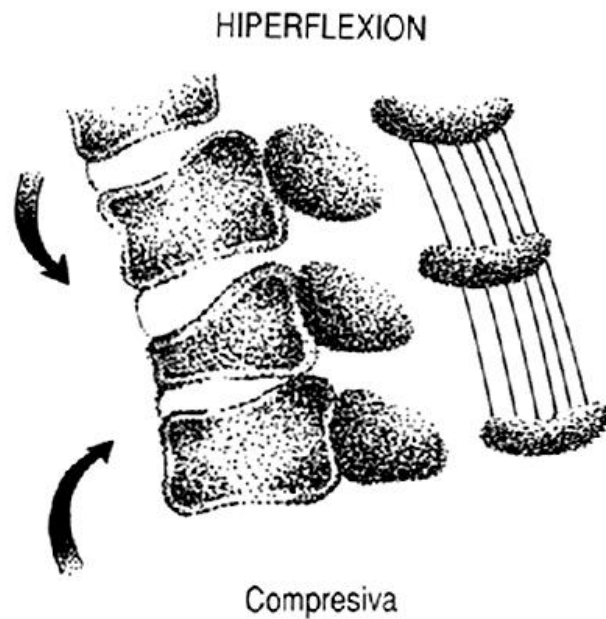


Ilustración 20 Disco sometido a compresión [14]

- Fracturas por estallido (Fractura de Burst)

Representan un 30% de las fracturas de este grupo.

Se producen por una compresión perpendicular al platillo vertical; la fractura es por aplastamiento, manteniéndose por regla general el paralelismo y horizontalidad de las caras craneal y ventral del cuerpo vertebral.

Se producen por caída libre de pie, en que la contractura muscular vertebral transforma una columna en un tallo rígido.

Este tipo de fractura es mucho más grave que las de compresión, ya que los bordes óseos se extienden en todas direcciones lo que puede ocasionar una lesión en la médula espinal, debido a que el fragmento óseo que se extiende hacia la médula espinal puede generar una contusión en la misma, causando daños neurológicos. Ello explica que en fracturas de este tipo, se produzcan lesiones neurológicas en el 50% de los casos. [35][33]

- Fracturas por flexión-disrupción

Son poco comunes y se producen por un mecanismo de flexión sobre un eje transversal a nivel de la vértebra lumbar. Este tipo de fracturas solían ser ocasionadas por el cinturón de seguridad que solo tiene sujeción en el abdomen.

Se ocasionan por la flexión/compresión de los pilares medio y posterior. Normalmente el pilar anterior resiste la flexión y se constituye en el eje de la bisagra. Raras veces se producen lesiones por compresión de la columna anterior

La complejidad de los daños osteoligamentosos puede ser variable, distinguiéndose varias formas:

- El rasgo de fractura compromete de lleno el cuerpo vertebral, con un rasgo horizontal generalmente ubicado en la mitad de su espesor (fractura de Chance).
- Hay compromiso sólo de partes blandas. La disrupción se produce en un plano horizontal con lesión del disco, ligamentos intervertebrales y subluxación de las articulaciones intervertebrales.
- La lesión compromete especialmente la columna media y posterior, con ruptura capsulo-ligamentosa, disrupción y subluxación de las articulaciones posteriores.

Rara vez hay compromiso por compresión de la columna anterior (cuerpo vertebral). [14][58]

- Luxofracturas

Las lesiones de columna cervical son de gran importancia, por su gravedad e implicaciones neurológicas

Son producidas en accidentes de alta energía, choque de vehículos, aplastamientos, caídas de elevada altura, etc.

El traumatismo raquímedular cervical es más frecuente que el dorsal y el lumbar, debido a que es el segmento más móvil de la columna y soporta en su extremo superior a la cabeza.

Las fracturas de este tipo comprometen las tres columnas vertebrales, combinándose mecanismos de compresión, tensión, rotación y cizallamiento; por lo tanto, debe considerárselas desde el primer momento como fracturas inestables y plantear la posibilidad de tener que ser reducidas y estabilizadas.

De acuerdo con el mecanismo que la produjo, se pueden distinguir tres tipos principales:

- Tipo A: por flexión-rotación.
- Tipo B: por cizallamiento.
- Tipo C: por flexión-distracción.[14][58]

2.2.8.3. Fracturas y estabilidad de la columna

I. Fracturas estables e inestables

Las fracturas estables no causan deformidad espinal o problemas neurológicos, es decir en los nervios. Si la fractura es estable la columna aún podrá soportar y

distribuir el peso bastante bien. Obviamente no de la misma manera que si estuviese intacta, pero aún puede cumplir su función de sostén del cuerpo.

Las fracturas inestables dificultan que la columna soporte peso y lo distribuya. En estos casos existe el riesgo de que la fractura se desarrolle y cause más daño. También pueden causar la deformidad de la columna.

II. Fracturas mayores y menores

- Fracturas menores: son todas estables.
- Fracturas mayores: cuando hay una compresión anterior mínima o moderada, con columna media y posterior indemne, se está en presencia de una columna estable, por lo tanto el tratamiento es simple; reposo y deambulación temprana. Los otros casos de lesiones mayores pueden presentar tres tipos de inestabilidad:
 - Inestabilidad mecánica: la inestabilidad mecánica se observa en lesiones por compresión grave (más del 50% de disminución del muro anterior) y en las del tipo de cinturón de seguridad. Estas lesiones no producen daño neurológico, pero puede aumentar la deformidad de columna, por lo que el tratamiento obliga a una inmovilización externa por un período suficiente para lograr la consolidación de las fracturas y su estabilización. En algunos casos puede también ser necesario la fijación interna.
 - Inestabilidad neurológica: un número importante de las fracturas por estallido no presentan lesión neurológica, pero son potencialmente capaces de producirla, por lo que se consideran como neurológicamente inestables.
 - Inestabilidad mecánica y neurológica: se observa claramente en las luxofracturas y en las fracturas graves por estallido. En éstas puede producirse progresión del daño neurológico por desplazamiento óseo.[42]

2.2.8.4. Tratamiento

Básicamente el tratamiento tiene tres niveles de acuerdo a la gravedad, estabilidad y compromiso neurológico de la lesión vertebral:

I. Reposo:

- Relativo: va a depender de la intensidad del dolor y en muchos caso se acompaña con el uso de un corsé.
- Absoluto en cama: se da en fracturas menores múltiples, muy dolorosas o en aquellas fracturas mayores estables.

- II. Reposo más inmovilización externa. Este tratamiento se realiza en fracturas mayores (estables o inestables mecánicas), que se puedan estabilizar externamente.
- III. Tratamiento quirúrgico: se realiza en todas aquellas lesiones mayores que requieren descompresión y estabilización.

Estos son algunos de los tratamientos que se aplican, aunque luego existen otros para lesiones específicas que explicaremos más adelante.[33]

2.2. 8.5.Artrosis vertebral/Degeneracióndiscal

I. Introducción

Consiste en la degeneración del núcleo pulposo del disco intervertebral, que pierde grosor y densidad. [53]

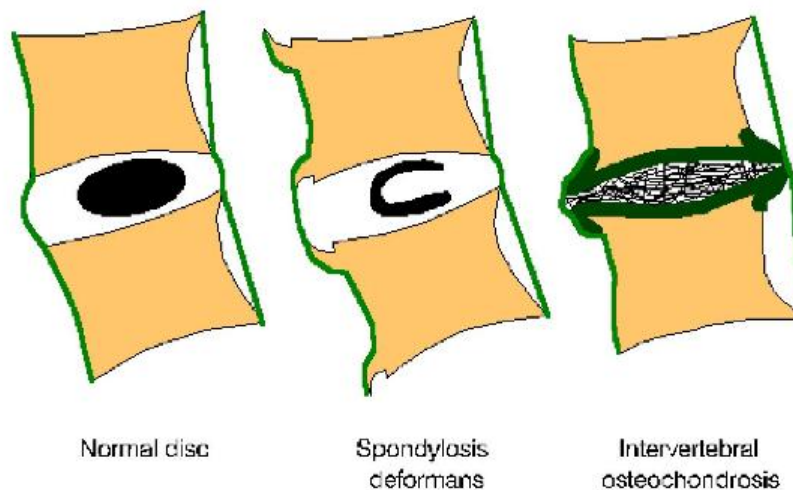


Ilustración 21 Degeneración disco intervertebral [53]

II. Definición y causas

La artrosis vertebral se produce por el normal desgaste del disco intervertebral. En la juventud, el disco es grueso y de consistencia gelatinosa. A medida que transcurren los años, pierden su contenido en agua y se secan, las vértebras se acercan entre si y el disco se comprime y se endurece. Si esto sucede pueden aparecer protuberancias que consisten en el deterioro del anillo fibroso con la consecuente deslocalización del núcleo, si el deterioro continúa el núcleo puede llegar a salirse del

anillo y los fragmentos pueden presionar las raíces nerviosas que están ubicadas justo detrás del espacio del disco.

El 80% de la población general tiene dolor de espalda en algún momento de su vida, y a partir de los 30 ó 40 años de edad es normal que la radiología muestre signos iniciales de artrosis vertebral a algún nivel de la columna, tanto si se padece o no dolor.

Cuando el disco se desgasta, disminuye su capacidad de amortiguación, aumenta la carga que soporta la vértebra, y el hueso crece, apareciendo “osteofitos” (o “picos de loro”), que a veces pueden llegar a unir vértebras adyacentes. Sólo causan problemas en los casos infrecuentes en los que producen una estenosis espinal o comprimen un nervio.

Los estudios científicos concluyen que en la aparición más o menos temprana de este proceso y en su progresión influyen factores genéticos, nutricionales, traumáticos y mecánicos.

Por ello, es frecuente que “dolor” y “degeneración discal” coincidan en una misma persona, pero los estudios científicos disponibles demuestran que la “degeneración discal” no es una causa de dolor. De hecho, la “degeneración discal”, incluso en sus fases más avanzadas, se observa por igual (y no más frecuentemente) en pacientes crónicos con dolor que en personas sanas que jamás lo han padecido. [13]

III. Causas

Numerosos estudios han demostrado que las causas de la degeneración discal son:

- El sobrepeso corporal no acelera la degeneración discal. En personas con un peso moderadamente superior al normal existe menor riesgo de degeneración ya que se ejercita más esa zona.
- El tabaquismo tiene un efecto negativo, aunque mínimo, sobre la degeneración discal, explicando el 2% de la degeneración del disco.
- Trabajar con cargas pesadas también tiene un efecto mínimo sobre la degeneración; justifica el 7% de la misma en discos previamente degenerados, y no tiene efecto en discos sanos. Por otro lado, tener mayor capacidad para levantar cargas, es decir, tener más fuerza para soportarlas, retrasa la degeneración discal.
- La principal causa de degeneración del disco es genética, supone el 61% de la degeneración del disco.

Estas son las causas más importantes, sin embargo podemos incluir la edad y lesiones como causas de menor importancia. [13]

IV. Síntomas

En contra de lo que se creía antiguamente, actualmente se sabe que no causa dolor.

Si el nivel de desgaste va aumentando, la musculatura debe tomar un papel más importante a la hora de sostener la columna vertebral y mantener el equilibrio durante los movimientos. Si tanto la musculatura como el resto de grupos musculares son lo suficientemente fuertes para soportar el esfuerzo adicional, el dolor sufrido será mucho menor.

El dolor no suele estar relacionado con el nivel de deformación, se ha visto pacientes cuyas radiografías mostraban un nivel de degeneración muy grande y que apenas sentían dolor y otros con un grado mucho menor que se quejaba de fuertes dolores.

Así, la degeneración discal no sería una “causa” de dolor, sino, un “factor-predisposición”. De hecho, se observan signos de “degeneración” muy avanzada en personas que no tienen ningún dolor pero sí una musculatura suficiente. [13][40]

V. Tratamiento

- Para aliviar los síntomas como el dolor o la rigidez se suelen utilizar medicamentos antiinflamatorios y analgésicos.
- La rehabilitación de la articulación dañada.
- Fisioterapia y tratamiento de calor local para aliviar el dolor.
- Tratamientos quirúrgicos: Se suele utilizar para casos en los que las articulaciones estén muy dañadas.[41]

VI. Tipos

En función de la degeneración del disco se le otorga un grado de degeneración que va de disco sano, a 5, disco muy degenerado.

En un disco degenerado de grado 5 podemos observar estrechamiento del disco, ha perdido su altura original, y una irregularidad de la frontera entre vértebra y disco.

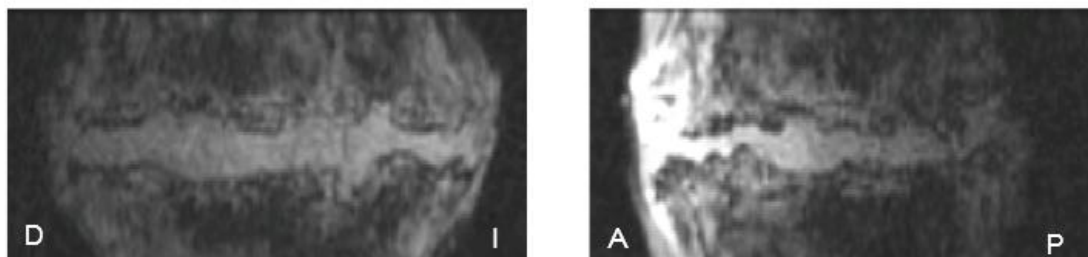


Ilustración 22 Disco con degeneración de grado 5 [53]

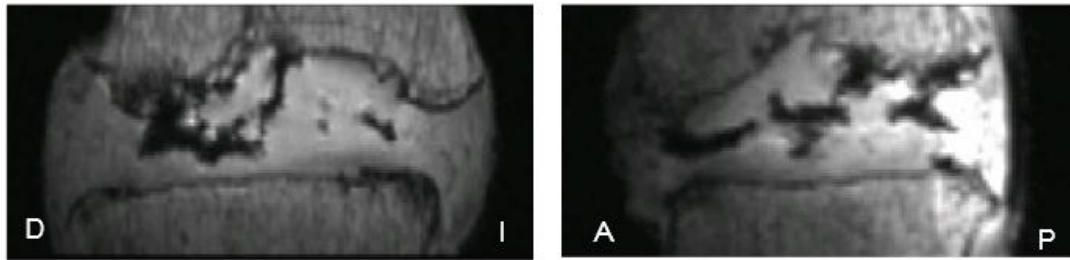


Ilustración 23 Disco con una degeneración de grado 4 [53]

Para este disco con grado de degeneración 4 aparecen vacíos en el disco lo que no permitirá amortiguar con las mismas propiedades que lo hacía cuando era sano.



Ilustración 24 Disco con una degeneración de grado 3 [53]

Finalmente vemos un disco degenerado de grado 3 donde destaca una osteophytes en la parte derecha del disco y una protuberancia en la zona anterior.

Todas estas degeneraciones causan que el disco no sea capaz de cumplir sus funciones y no pueda soportar todas las cargas, ya que no puede crear una presión hidrostática ni dar toda la movilidad deseada a la columna. [53]

2.2.8.8. Hernia discal

I. Definición

La hernia discal es una enfermedad que se caracteriza por el desplazamiento del núcleo pulposo hacia la raíz nerviosa, a la que presiona y produce lesiones neurológicas derivada de la misma. Presenta diferentes grados:

- *Grado I*: sin déficit neurológico.
- *Grado II*: déficit propioceptivo.
- *Grado III*: parálisis no ambulatoria.
- *Grado IV*: parálisis no ambulatoria con signos de retención urinaria.

- *Grado V*: parálisis no ambulatoria, signos de retención urinaria y ausencia de sensibilidad profunda.

La hernia discal es diferente según la zona en la que se producen, siendo la región lumbar la más común, seguido de la región cervical y por último la lumbar. [2]

- Cervical

Las hernias discales de la zona cervical se dan con mayor frecuencia entre la C5-C6 y C6-C7.

Los síntomas suelen ser:

- Dolor de cuello
- Rigidez muscular o calambres en el cuello
- Dolor que se extiende hacia el brazo
- Sensación de hormigueo en el brazo o la mano
- Debilidad en el brazo o en la mano[42]

- Torácica

Los discos torácicos son muy estables y por lo que las hernias en esta región son muy raras. Las hernias discales de la zona torácica superior pueden simular hernias de disco cervical.

La mayoría de los pacientes con hernia discal torácica responden favorablemente a un tratamiento no quirúrgico, estos tratamientos suelen ser:

- Medicamentos: Tanto para aliviar el dolor como relajantes musculares
- Una abrazadera para la espalda
- Fisioterapia.

Para diagnosticar una hernia torácica se pueden seguir diferentes procedimientos:

- Resonancia magnética
- Melografía: radiografía de la médula espinal en la que previamente se inyecta un tinte alrededor de la médula.
- Radiografía
- Electromiografía[43]

- Lumbar

Las hernias discales de la zona lumbar se dan con mayor frecuencia entre L4-L5 y L5-S1. Los síntomas pueden afectar a la zona baja de la espalda, las nalgas, los muslos, región anal o región genital (a través del nervio perineal), y puede extenderse hacia el

pie. Pueden verse afectados el nervio ciático y el nervio femoral, lo cual puede ocasionar los siguientes síntomas:

- Dolor en la parte inferior de la espalda
 - Rigidez muscular o calambres en la parte inferior de la espalda.
 - Dolor que se extiende hacia la pierna.
 - Hormigueo en la pierna
 - Debilidad en la pierna
 - Incontinencia[43][44]
- Fases de la hernia discal
 - Degeneración del disco: los cambios químicos asociados con el envejecimiento debilitan a los discos, pero no son causa de hernia.
 - Prolapso: la forma o posición del disco cambia y se produce una ligera invasión al interior del canal medular. También se llama protrusión o abultamiento.
 - Extrusión: el núcleo pulposo gelatinoso atraviesa la pared semejante a una llanta (anillo fibroso), pero permanece dentro del disco.
 - Secuestro o Disco Secuestrado: el núcleo pulposo atraviesa el anillo fibroso y se ubica fuera del disco en el canal medular.[44]

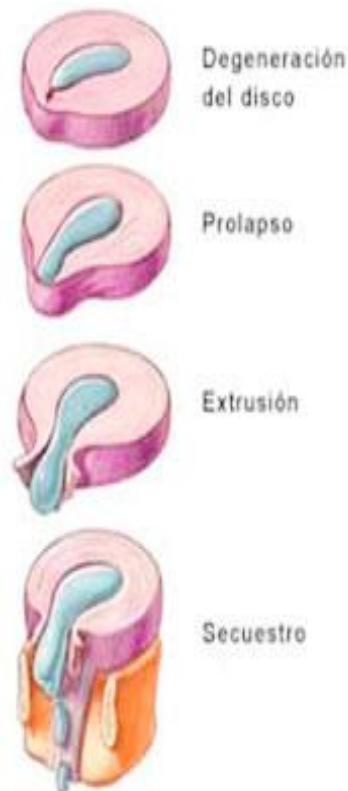


Ilustración 25 Fases hernia discal
[49]

II. Tratamiento

- Potenciación muscular

Si se fortalecen los músculos intervertebrales, se estabiliza el segmento intervertebral (aunque no mejore la patología discal). Con ello, se logra, en la mayor parte de los pacientes, la desaparición del dolor y una mejora de su calidad de vida. [43]

- Tratamientos pasivos

El masaje y la electroterapia (ultrasonidos, interferenciales) son utilizados para la disminución de los síntomas.

El tratamiento con ejercicios debe comenzar una vez que el dolor no se encuentre en su fase aguda, estos ejercicios deberán ser supervisados por un fisioterapeuta. [43]

Constan de tres etapas:

- En la primera se deberá comenzar con movimientos aeróbicos, para luego continuar con estiramientos de piernas y de la zona lumbar.
- En la segunda etapa se incrementará el trabajo aeróbico y se comenzara con ejercicios de fuerza isométrica
- En la tercera etapa se deben realizar ejercicios de estabilización lumbar, de fuerza, de flexibilidad y aeróbico, estos ejercicios se deben seguir durante toda la vida a modo de prevención. [43]

- Tratamientos quirúrgicos

Se trata de la última opción que se da en los casos que no se pueden solucionar con los tratamientos mencionados anteriormente.

Entre los tratamientos quirúrgicos de la hernia de disco podemos destacar las siguientes técnicas:

- Discectomía: tiene como fin extraer exclusivamente el material discal herniado, sin romper ni extraer el hueso vertebral.
- Microdiscectomía: se trata de una discectomía que se realiza usando un microscopio, con una incisión y manipulación quirúrgica muy pequeña, de manera que estos pacientes necesitan un plazo de recuperación muy breve.
- Laminectomía: esta técnica consiste en quitar toda la lámina de una vértebra, lo que también provoca una descompresión de la raíz nerviosa. Además este procedimiento se usa en casos de estenosis espinal, para descomprimir la médula.

- Artrodesis: esta técnica consiste en fijar dos vértebras. Se puede hacer colocando un injerto de hueso entre ambas vértebras lo que se denomina una artrodesis no instrumentada o bien, usando además unas placas metálicas para fijar ambos cuerpos vertebrales lo que se califica como una artrodesis instrumentada. A veces, también se realiza tras hacer una laminectomía, para evitar la inestabilidad de la vértebra cuya lámina se extrae. [43]

2.2.8.9 .Prótesis de disco intervertebral

El disco artificial es un dispositivo mecánico que se implanta entre dos vértebras para sustituir el disco normal, permitiendo el movimiento y el soporte de cargas. Podemos distinguir dos tipos de prótesis:

- Prótesis total de disco: supone la sustitución de todos los componentes del disco
- Prótesis de núcleo pulposos: supone el reemplazo del núcleo pulposos, aunque el anulus se conserva.

La prótesis total de disco está formada por acero al cromo-cobalto y en algunos de ellos existe una pieza intermedia de plástico. Se han realizado numerosas pruebas en los últimos 80 años con lo que se ha confirmado que estos materiales son tolerados por el organismo. Constan de una pieza que se agarra a la vértebra superior y otra que lo hace a la vértebra inferior. Algunos dispositivos disponen de una tercera pieza, situada entre las dos anteriores que suele ser de plástico duro. El movimiento de unas piezas sobre las otras intenta imitar el movimiento permitido por el disco intervertebral normal

Las prótesis del núcleo pulposos están hechas de diversos materiales plásticos capaces de retener agua, tales como el hidrogel. Este material posee la capacidad de hincharse al absorber agua, de esta manera es capaz de realizar la función principal del disco intervertebral. Otra prótesis de núcleo pulposos es un material que se enrolla sobre sí mismo como la cuerda de un reloj. [34]

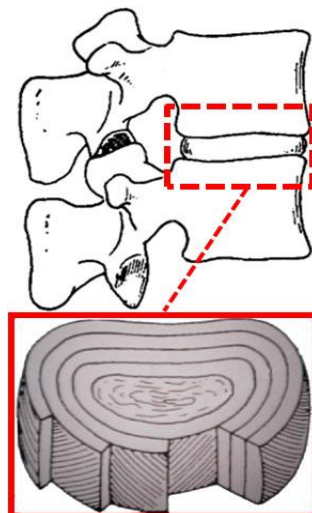


Ilustración 26 Anatomía disco intervertebral [34]



Ilustración 27 Prótesis discal completa Prodisc [34]



Ilustración 28 Prótesis de núcleo pulposo de hidrogel [34]

3. MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

3.1. Definición

El MEF permite realizar un modelo matemático de cálculo del sistema real, más fácil y económico de modificar que un prototipo. Sin embargo no deja de ser un método aproximado de cálculo debido a las hipótesis básicas del método. Los prototipos, por lo tanto, siguen siendo necesarios, pero en menor número, ya que el primero puede acercarse bastante más al diseño óptimo

El problema se divide en un número finito de partes “elementos” cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros asociados a ciertos puntos característicos denominados “nodos”. Estos nodos son los puntos de unión de cada elemento con sus adyacentes.

El MEF, por tanto, se basa en transformar un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado, esta transformación se denomina discretización del modelo. El conocimiento de lo que sucede en el interior de este modelo del cuerpo aproximado, se obtiene mediante la interpolación de los valores conocidos en los nodos. Es por tanto una aproximación de los valores de una función a partir del conocimiento de un número determinado y finito de puntos[55][56]

3.2.Desarrollo

El método de elementos finitos se basa en el principio de la energía potencial mínima:

Un sólido elástico, de todos los campos de desplazamiento cinéticamente admisibles, aquellos correspondientes al equilibrio, hacen extremo el valor de la Energía Potencial Total.

$$\Delta n = \delta(U+V)=0 \text{ (EC 1)}$$

n es la energía potencial total del sistema,

U el potencial de las fuerzas internas, o energía de deformación elástica y

V el potencial de las fuerzas externas

Si el extremo es un mínimo, el equilibrio es estable.

Este principio es un caso particular del Principio de Trabajos Virtuales, cuando este se aplica a sólidos elásticos y fuerzas externas conservativas.

Aplicando el principio de energía potencial de las fuerzas externas e internas podemos llegar a la ecuación que utilizaremos para resolver el problema:

$$K \cdot D = F \text{ (EC 2)}$$

K = Matriz de rigidez global

D = Vector global de desplazamientos

F = Vector global de fuerzas

Normalmente K será un valor conocido, se conocerán algunas de las fuerzas que se aplican en el sistema, y el vector de desplazamientos se obtendrá, o a partir de datos que se conozcan o mediante condiciones de contorno que tenga el diseño.

Existe el problema de que no se puede calcular el valor del vector de desplazamientos D ya que el sistema es indeterminado, esto se debe a que los nodos de la estructura pueden adoptar diferentes posiciones en el espacio para el mismo valor de cargas nodales. Para resolver este problema es preciso imponer condiciones de contorno.

Eliminando aquellas ecuaciones que permitan las condiciones de contorno se obtendrá el sistema reducido que no es indeterminado

$$K^{red} \cdot D^{red} = F^{red} \text{ (EC 3)}$$

En caso de que las incógnitas se encuentren en el término D^{red} , se despejará de la siguiente manera[59]:

$$D^{red} = [K^{red}]^{-1} F^{red} \text{ (EC 4)}$$

3.3.Partes

3.3.1. Preproceso

Antes de empezar a desarrollar el método de elementos finitos es importante tener en cuenta una serie de pasos. Se debe definir la geometría que se va a tratar junto con las propiedades de los materiales involucrados. Además para poder empezar a resolver el problema, se deben conocer las cargas que se aplican junto con las condiciones de contorno que hay que aplicar en el modelo.

Sin embargo el paso más importante es la división en elementos finitos del modelo para que su resolución no sea muy complicado. Este último paso es de gran importancia ya que cuanto mayor sea el número de elementos más preciso será el resultado, pero mas difícil será su resolución (en programas de ordenador se traduce en mayor tiempo de procesar los datos). Para poder tomar una decisión se utiliza como criterio la elección de un mayor número de elementos finitos en aquellas zonas críticas como concentradores de tensiones o aquellas en las que se prevea un gradiente elevado en las variables estudiadas.

3.3.2 .Cálculo

En esta etapa se realizarán todas las operaciones necesarias para poder resolver el problema, esto significa la obtención de las matrices de rigidez local de cada uno de los nodos, para luego ensamblarlas y obtener la matriz de rigidez global que será la que se utilice en la fórmula puesta anteriormente. Una vez conocidas las condiciones de contorno y cargas aplicadas, se reducirá a la resolución de un problema matricial. Sin embargo, también se tendrá en cuenta si es un análisis dinámico o estático junto con la elección de si es lineal o no lineal.

Cuando el problema es no lineal, en general la aplicación de las fuerzas requiere considerar incrementos numéricos, la aplicación incremental de las fuerzas y calcular en cada incremento algunas magnitudes referidas a los nodos. Algo similar sucede con los problemas dependientes del tiempo, para los que se considera una sucesión de instantes, en general bastante cercanos en el tiempo, y se considera el equilibrio instantáneo en cada instante. En general estos dos últimos tipos de problemas requieren un tiempo de cálculo sustancialmente más elevado que en un problema estacionario y lineal.

3.3.3. Postproceso

Esta última etapa tratará de interpretar los resultados obtenidos (desplazamiento y cargas), a partir de estos resultados se obtendrán las tensiones y los desplazamientos, En esta etapa muchas veces se realizan representaciones gráficas para facilitar la interpretación de los datos, en muchos casos se precisa el apoyo de un software adicional para organizar todos estos datos.

3.3.4. Programas de ordenador

Existen diversos programas que se utilizan para resolver de una manera más sencilla aquellos problemas que son demasiado complejos para resolverlos a mano.

Existe una gran variedad de programas que implementan herramientas para resolver el método de elementos finitos, entre los que se encuentran: ANSYS, Creo Parametrics, ABAQUS...

A pesar de que estos programas difieren en la manera de introducir datos y representar los resultados, todos son válidos para el problema que hay que tratar. Entre todos los programas disponibles se escoge el ABAQUS.[2]

4.INTRODUCCIÓN A ABAQUS

4.1. Introducción

Como se ha mencionado anteriormente, el programa escogido para este trabajo es ABAQUS.

Abaqus ofrece soluciones potentes y completas para resolver problemas de ingeniería, tanto rutinarios como sofisticados, que cubren un amplio espectro de aplicaciones industriales.

4.2. Productos

Abaqus está constituido por una serie de productos:

4.2.1.Abaqus/CAE

Es la herramienta completa de modelización, visualización y automatización de procesos de Abaqus. Con Abaqus/CAE se pueden crear, editar, monitorizar, diagnosticar y visualizar de forma rápida y eficiente los modelos de Abaqus. Su interfaz gráfica intuitiva integra el modelado, análisis, gestión de trabajos y visualización de resultados en un entorno coherente y amigable, fácil de aprender para nuevos usuarios y productivo para usuarios experimentados. Abaqus/CAE soporta el modelado basado en funciones paramétricas, operaciones interactivas complementadas con scripts y personalización de la presentación (GUI).

4.2.2.Abaqus/Standard

Abaqus/Standard emplea tecnología de elementos finitos para resolver problemas tanto estáticos como dinámicos a baja velocidad en los que es crítico contar con soluciones fiables y realistas. En una única simulación es posible analizar un modelo tanto en el tiempo como en el dominio de la frecuencia. Por ejemplo, uno puede comenzar con un análisis no lineal del montaje de la cubierta de un motor incluyendo la junta de sellado. Tras el análisis de montaje, se pueden extraer las frecuencias naturales de la cubierta pretensada y estudiar la respuesta mecánica y acústica en el dominio de la frecuencia. Todas las necesidades de pre- y post-proceso de Abaqus/Standard están soportadas en el entorno de modelado de Abaqus/CAE.

4.2.3. Abaqus/Explicit

Abaqus/Explicit es un producto de análisis de elementos finitos especialmente orientado a la simulación de eventos dinámicos breves, como los impactos en automoción o en balística terminal. La capacidad de Abaqus/Explicit para reproducir el comportamiento no lineal en análisis con contactos cambiantes lo hace muy atractivo para la simulación de muchos eventos cuasi-estáticos, como el laminado de metal caliente y el aplastamiento lento de dispositivos de absorción de energía. Abaqus/Explicit está diseñado para entornos de producción, por lo que la facilidad de uso, fiabilidad y eficiencia son ingredientes clave en su arquitectura. Abaqus/Explicit también está soportado dentro del entorno de modelado de Abaqus/CAE para todas las necesidades comunes de pre-y post-proceso.

4.2.4.Abaqus/CFD

Abaqus/CFD ofrece avanzadas capacidades computacionales de dinámica de fluidos, con amplio apoyo de pre- y post-proceso de Abaqus/CAE. Las capacidades de simulación CFD en paralelo permiten abordar una amplia gama de problemas no lineales acoplados, tanto fluido-térmicos como de interacción fluido-estructura.[18]

4.3.Funcionamiento

ABAQUS se divide en diferentes módulos que van a servir para definir cada uno de los parámetros del problema que queremos resolver:

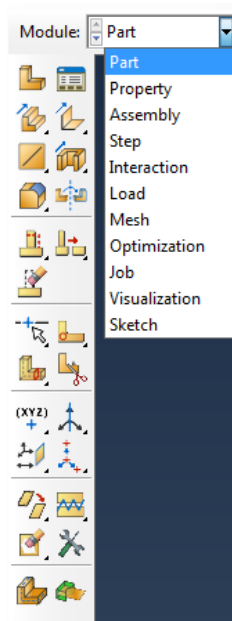


Ilustración 29 Módulos de ABAQUS

A continuación se definen los principales módulos de ABAQUS:

- **Part**
En este módulo se define la geometría del conjunto que se va a estudiar. Se puede realizar el conjunto en este mismo módulo, sin embargo, al no ser un programa de diseño los conjuntos que se pueden realizar son muy simples. Como segunda opción se puede exportar un conjunto que haya sido realizado previamente en otro programa de diseño, lo que permite trabajar con piezas mucho más complejas.

- **Property**
En este módulo se definen los materiales que se van a utilizar y se asignan cada uno de ellos a los diferentes elementos de los que se compone el conjunto.
- **Assembly**
Cada parte que se crea está orientada en su propio sistema de coordenadas y es independiente de las demás. Haciendo uso del módulo Assembly se puede definir la geometría del modelo terminado, llamada ensamblaje, mediante la creación de "instances" de una parte y luego mediante la ubicación relativa de ellas con respecto a otras en un sistema global de coordenadas.[45]
- **Step**
En este módulo se especificará si se realiza un análisis estático o dinámico del conjunto.
- **Interaction**
Se definirán las interacciones mecánicas o térmicas entre los distintos elementos del conjunto.
- **Load**
Se definirán las condiciones de contorno y las cargas que sufren cada uno de los elementos.
- **Mesh**
Se indicará en cada elemento el tamaño de malla que se va a realizar junto con el tipo de forma geométrica que se va a utilizar para mallar. Este módulo es de extrema importancia ya que cuanto menor sea el tamaño de malla mayor será la precisión, pero mayor será el tiempo de cálculo, por lo que se requerirá un análisis de sensibilidad para obtener unos datos correctos.
- **Job**
Se realizará un "Job" que servirá para recopilar toda la información que se ha aplicado al conjunto y de esta manera, se podrá comprobar si los datos introducidos son correctos o por el contrario necesitan una corrección.
- **Visualization**
Este es el último paso, en el que se puede observar los resultados del conjunto, ya sea desplazamiento, tensiones... tanto en el conjunto entero como en un punto determinado.

5.MODELO NUMÉRICO

5.1.Planteamiento del problema

5.1.1. Geometría del modelo

A la hora de estudiar el comportamiento de las vértebras se tuvo que decidir entre estudiar una sola vértebra o el conjunto vértebra + disco intervertebral + vértebra. Finalmente, se decidió estudiar este último ya que es un modelo más representativo de lo que sucede realmente en las vértebras humanas. Además de esta manera se pueden estudiar ciertas enfermedades que pueden afectar al disco intervertebral.

Como segundo punto se debe decidir si realizar el diseño de la vértebra o conseguir un modelo más exacto de otras fuentes. Tras estudiar las ventajas y desventajas de ambas posibilidades se decidió conseguir un modelo de otras fuentes, ya que el haber diseñado el conjunto no sólo habría sido más costoso en cuanto a tiempo si no que los resultados obtenidos habrían sido mucho menos precisos.

Teniendo en cuenta estas decisiones el Departamento de Ingeniería Mecánica proporcionó el siguiente modelo



Ilustración 30 Diseño columna vertebral

Sin embargo, este modelo había sido diseñado en otro programa de diseño y tuvo que ser convertido en un formato que pudiese leer ABAQUS.

Una vez conseguido el modelo de la columna vertebral se debe decidir qué conjunto vértebra + disco intervertebral + vértebra escoger, para ello se debe buscar en diferentes fuentes. De la información encontrada se puede extrapolar que casi todos los estudios se centran en las vértebras lumbares, que como ya se ha comentado anteriormente son de gran importancia. Estos estudios se centran concretamente en las vértebras L3 y L4.

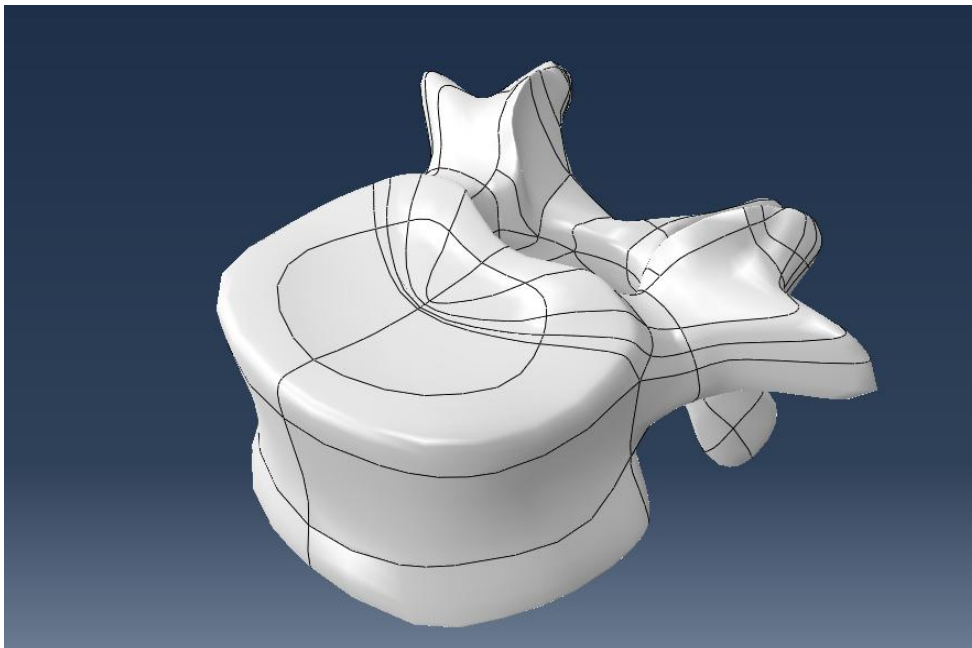


Ilustración 31 Diseño L3

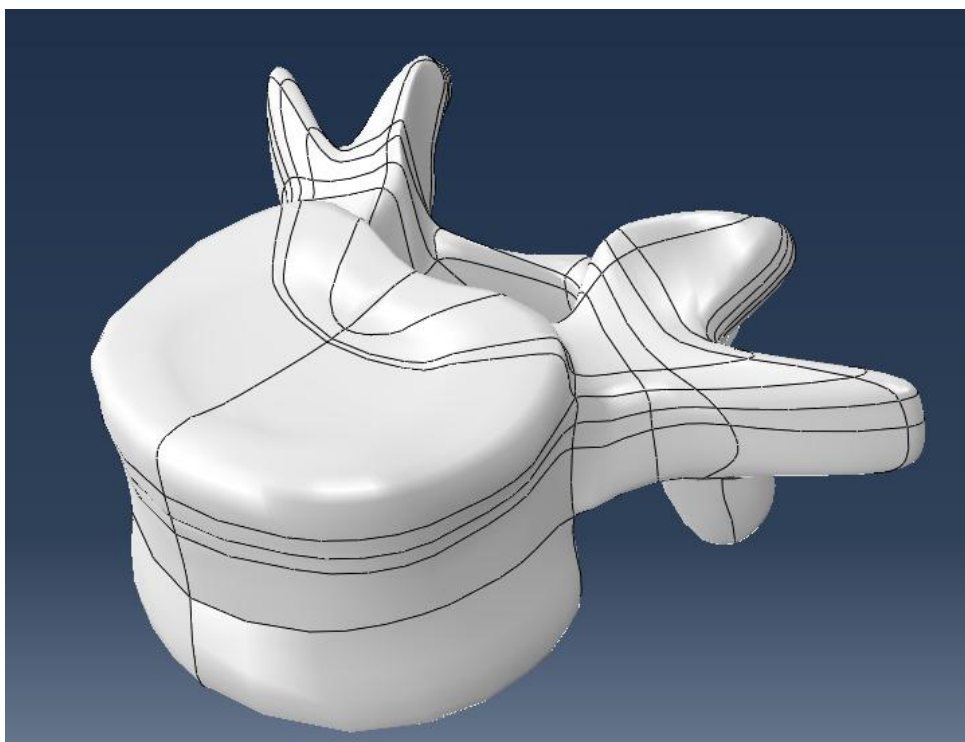


Ilustración 32 Diseño L4

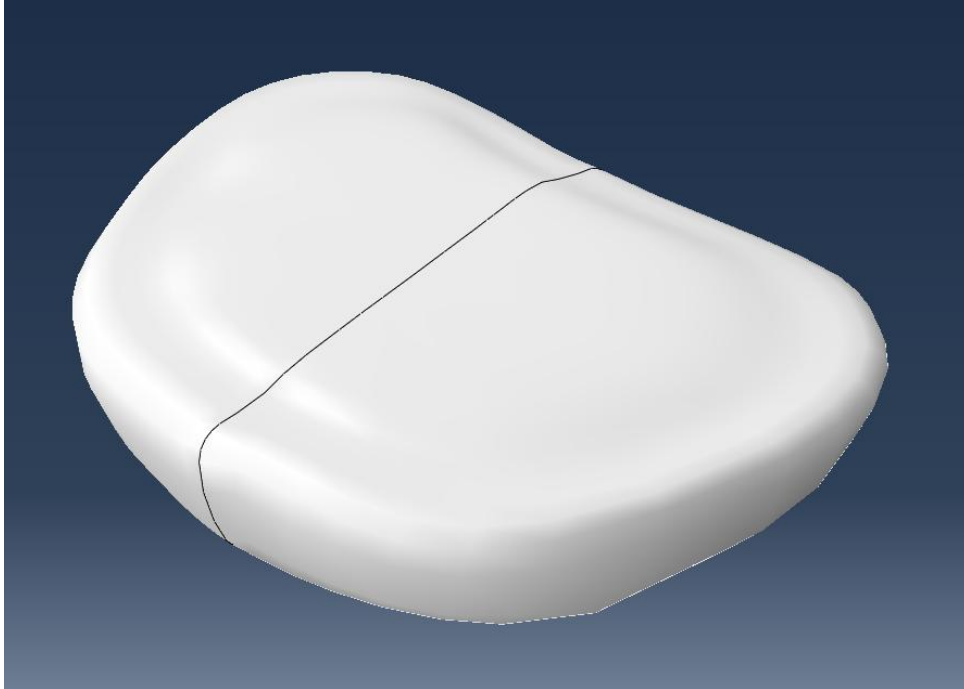


Ilustración 33 Diseño disco intervertebral

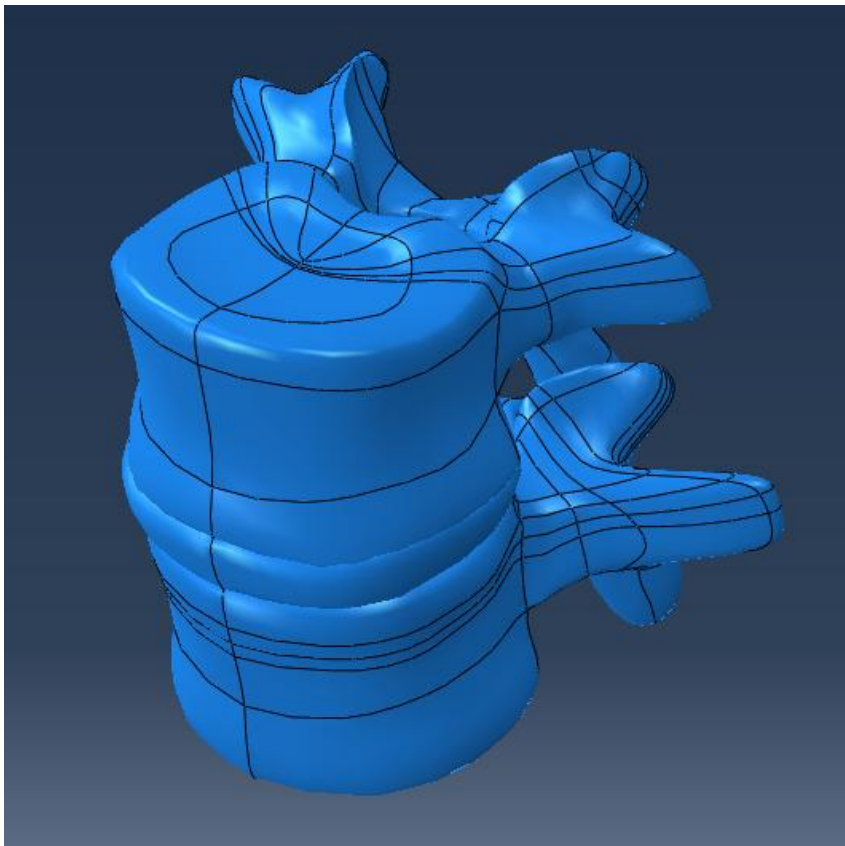


Ilustración 34 Diseño Vértebra + Disco intervertebral+ Vértebra

5.1.2. Cargas y condiciones de contorno

5.1.2.1. Cargas

A la hora de escoger las cargas que se van a aplicar se deben tener en cuenta diferentes casos para así poder realizar un estudio completo del comportamiento del conjunto vértebra + disco intervertebral + vértebra.

Para ello se hubo de indagar a través de diferentes fuentes bibliográficas, obteniéndose la información que se describe a continuación.

Inicialmente en todos los casos debemos aplicar una fuerza de 720N (se supone que esta fuerza simulará la carga que suele sufrir una vértebra por el peso del cuerpo), esta fuerza se puede aplicar como una carga puntual o ponerla como una carga distribuida (presión de 0.5 MPa).

- I. Levantar una carga con el tronco flexionado, esto se traduce en una carga de 2000N.



Ilustración 35 Levantar una carga con el tronco flexionado[50]

- II. Levantar una carga con el tronco extendido, esto se traduce en una carga de 1000N



Ilustración 36 Levantar una carga con el tronco extendido[50]

- III. Levantar una carga con una flexión lateral, esto se traduce en una carga de 1300N



Ilustración 37 Levanta una carga con flexión lateral [51]

- IV. Rotación axial se traduce en un par torsor de 11.45N.m



Ilustración 38 Rotación axial [52]

Con estos cuatro casos se espera poder realizar un estudio completo del comportamiento de las vértebras L3, L4 y el disco intervertebral. [63]

5.1.2.2. Condiciones de contorno

Al hacer el análisis de un conjunto vertebral siempre se intenta que quede lo mejor definido posible y, por ende, se asemeje lo mayor posible a la realidad. Siguiendo esta línea y para simular el comportamiento vertebral, se restringirán los desplazamientos en la vértebra inferior (L4), esto se puede realizar ya que los movimientos relativos entre los distintos segmentos vertebrales son relativamente pequeños. [63][64]

5.1.2.3. Aplicación en el modelo

A la hora de aplicar las cargas en el conjunto vertebral, se escogerá una fuerza puntual en el centro de la vértebra L3, de esta manera se ha comprobado que los resultados serán más precisos.

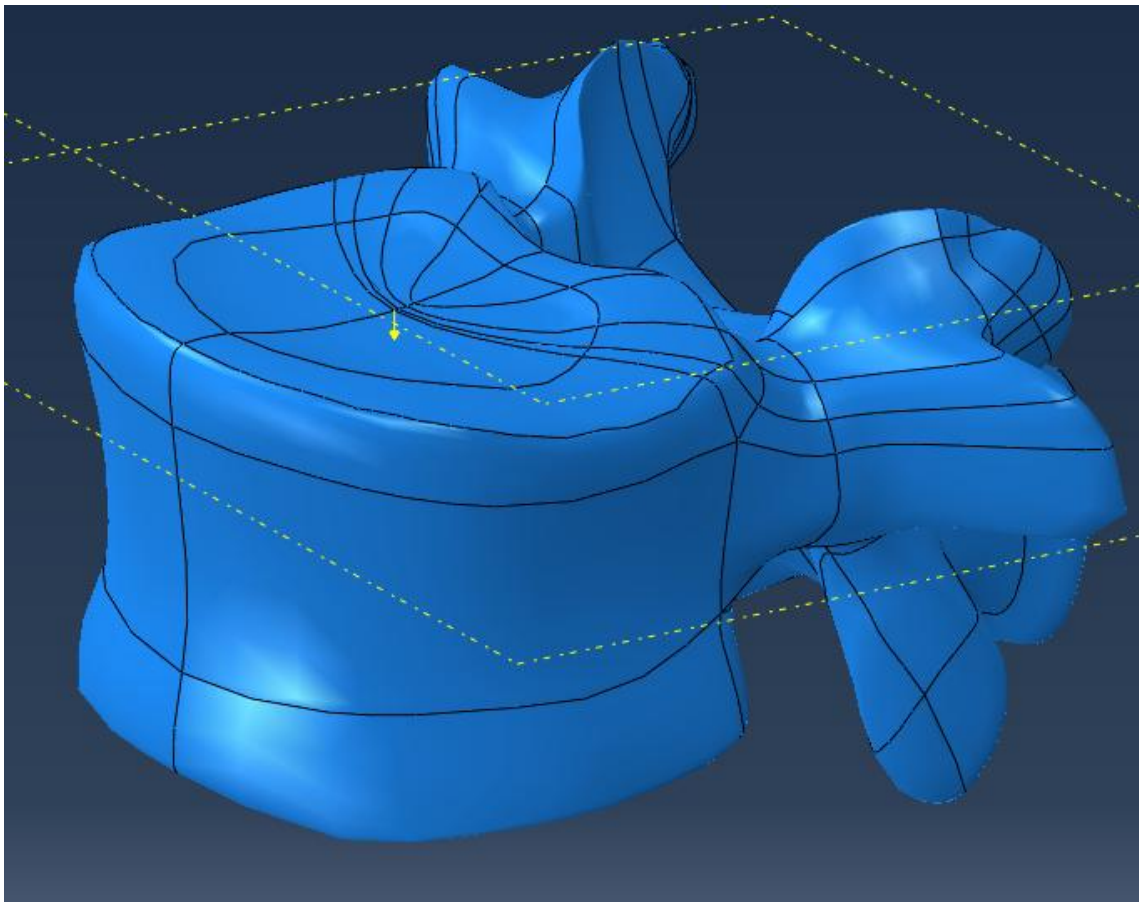


Ilustración 39 Aplicación de la carga puntual

A la hora de aplicar el momento torsor en la vértebra L3 se ha decidido sustituirlo por dos cargas puntuales a ambos lados de la vértebra L3.

Momento torsor = Fuerza*Distancia

- Momento torsor = 11.45N.m
- Distancia = 34.27e-3 m

Fuerza =334.11N

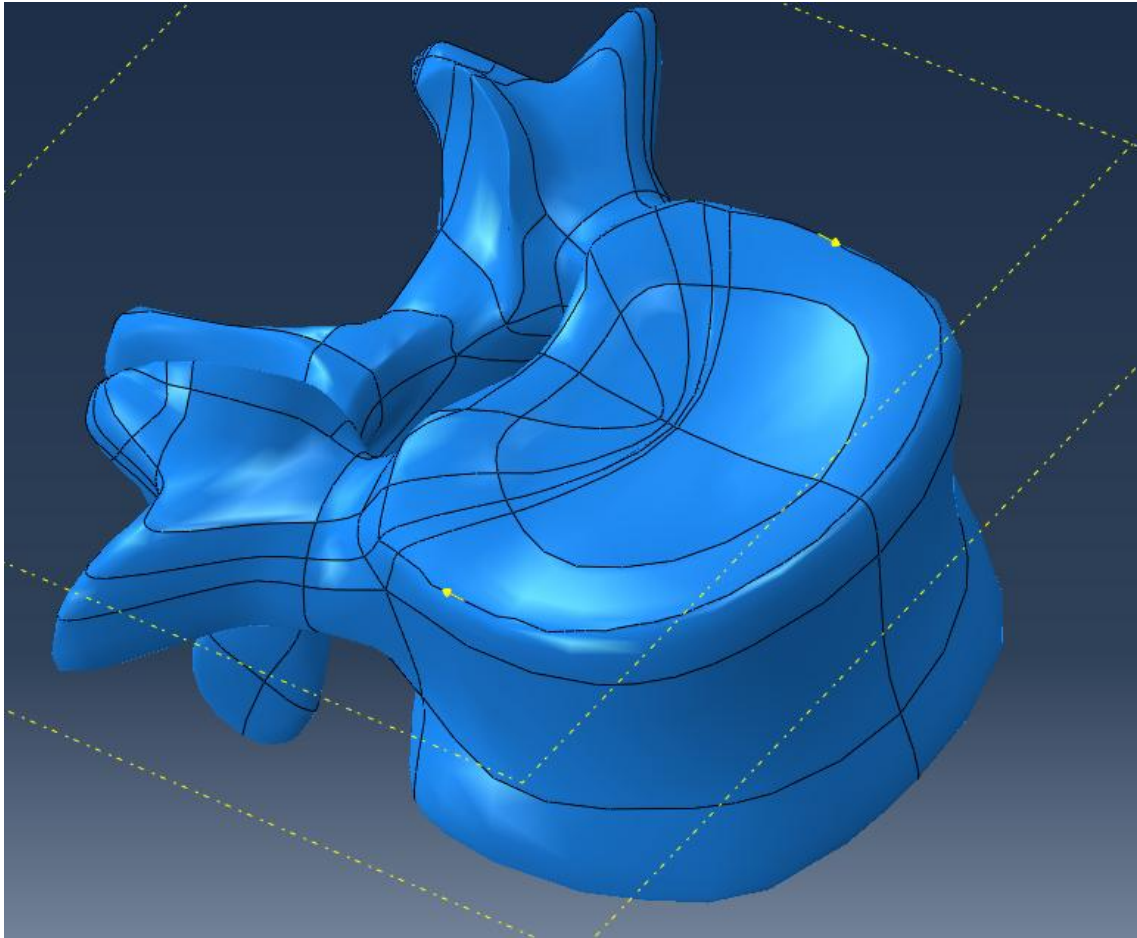


Ilustración 40 Aplicación momento torsor

En cuanto a la aplicación de las condiciones contorno se realiza en la superficie inferior de la vértebra L4.

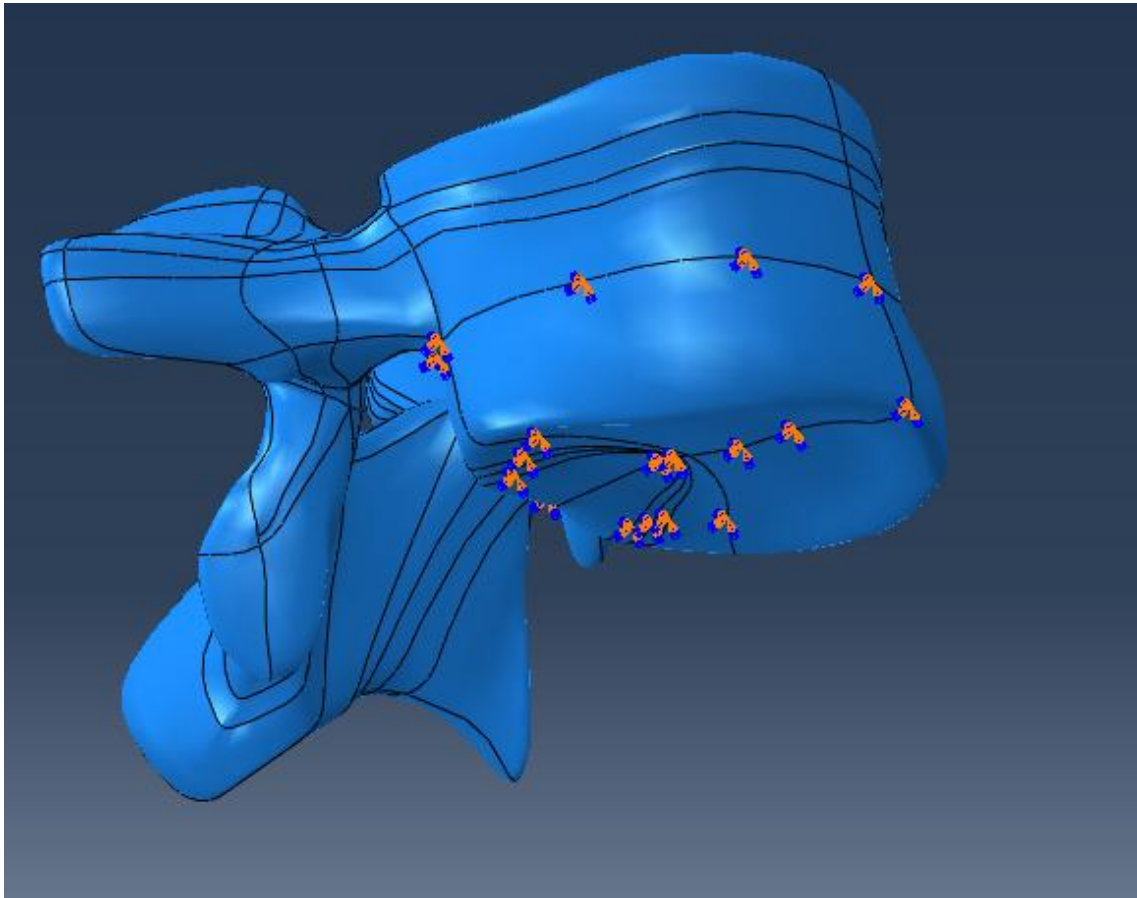


Ilustración 41 Aplicación de las condiciones de contorno

5.2. Modelo de elementos finitos

5.2.1. Introducción

Con el fin de validar el modelo se ha recurrido a los resultados obtenidos de manera real por Virgin en 1951 y se han comparado con los resultados experimentales obtenidos. Toda esta información se ha obtenido de [62].

Estos desplazamientos se corresponden al máximo valor registrado en el disco intervertebral y por tanto es ahí donde se realizará el estudio

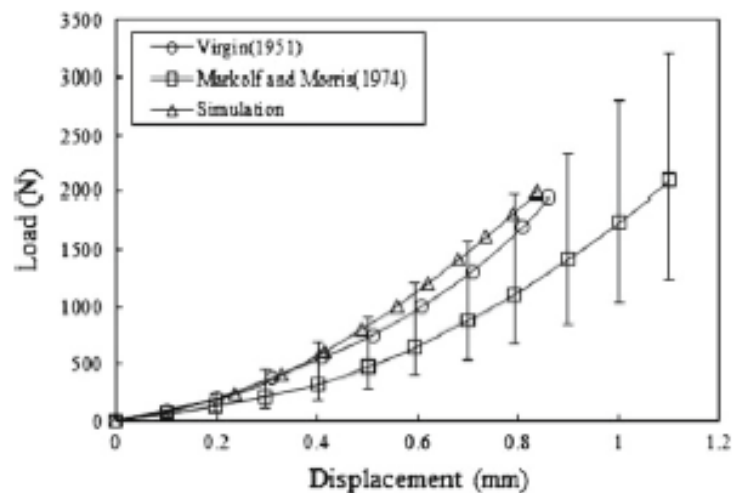


Ilustración 42 Diagrama de desplazamientos del disco intervertebral

Si se extrapolan los resultados de la gráfica Virgin a una tabla para una serie de valores se obtiene:

Tabla 1 Validación del modelo

Carga (N)	Desplazamiento Virgin(mm)
500	0.37
750	0.5
1000	0.62

5.2.2.Análisis dinámico

5.2.2.1.Introducción

Se puede deducir que los diferentes elementos del conjunto se relacionan entre sí al aplicar una carga y, por tanto, un análisis dinámico será más correcto que uno estático.

5.2.2.2.Propiedades

Para que ABAQUS realice el análisis es imprescindible introducir los valores de las propiedades de cada una de las piezas del conjunto. Estos valores son el Módulo de Elasticidad, el Coeficiente de Poisson y la densidad, para obtener estos datos se ha tenido que recurrir a otras fuentes.

Tanto en el caso de la vértebra como en el disco intervertebral únicamente se introduce un material para cada caso

Tabla 2 Propiedades conjunto vertebral [64][65]

	Vértebra	Disco intervertebral
Módulo de elasticidad (Pa)	12000e6	3.4e6
Coefficiente de Poisson	0.3	0.49
Densidad (g/ml)	1.4	1

Se podría haber dividido tanto el disco intervertebral como la vértebra en más materiales, sin embargo uno de los problemas que se ven a primera vista es la complejidad del conjunto, que se traduce en mayor tiempo de cálculo del programa y por consiguiente se ha decidido reducir el número de componentes..

5.2.2.3.Step

Al tratarse de un análisis dinámico se escogerá "Dynamic, Explicit" y como se ha mencionado anteriormente al tratarse de un análisis complejo solamente se tomará una unidad de "Time period"

5.2.2.4.Interacciones

Al tratarse de un análisis dinámico se va a procurar que los diferentes elementos del conjunto vertebral se interrelacionen bien entre ellos, esto quiere decir que unos no atraviesen a otros y que al producirse el contacto este simule uno real.

Para lograr que el contacto sea lo más real posible se escogerá el contacto "Penalty" . con un coeficiente de fricción alto, de valor 2, para evitar el los posibles desplazamientos no deseados

Estos contacto se van a realizar en tres zonas:

1. Contacto de la superficie inferior de la vértebra L3 con el disco intervertebral
2. Contacto de la superficie superior de la vértebra L4 con el disco intervertebral
3. Contacto de las apófisis de ambas vértebras

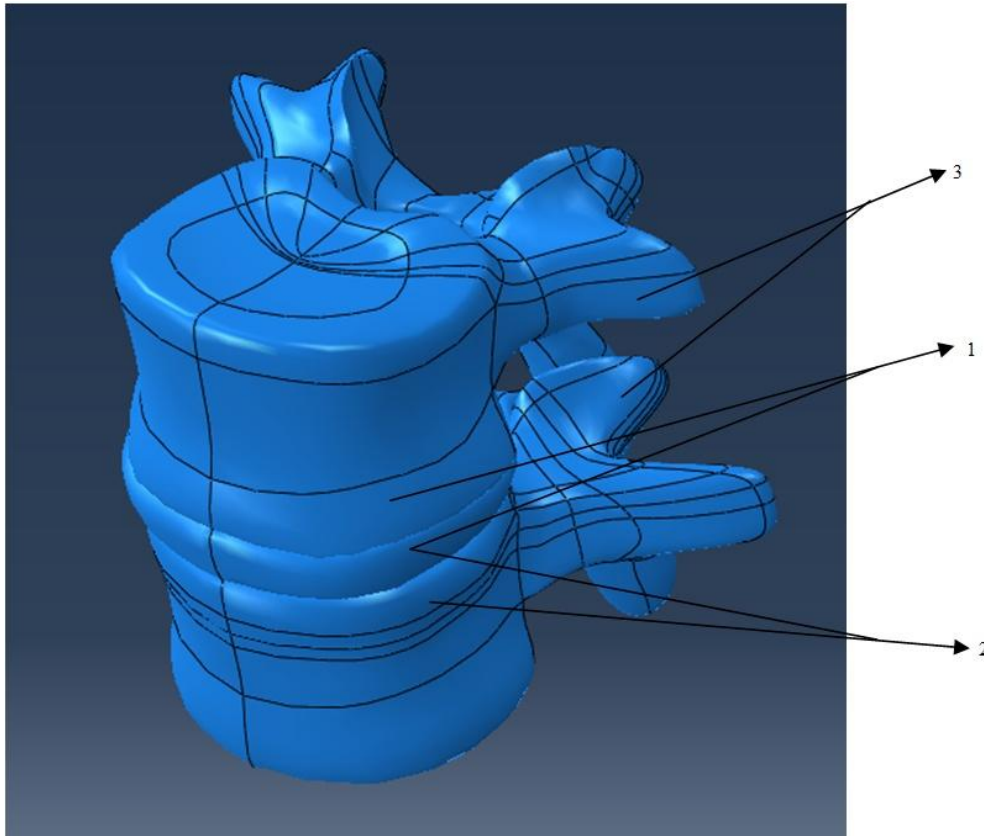


Ilustración 43 Interacciones análisis dinámico

5.2.2.5. Cargas y condiciones de contorno

Las condiciones de contorno son las mencionadas en el apartado anterior, es decir, los movimientos están restringidos en la cara inferior de la vértebra L4

Las cargas aplicadas serán las que he extrapolado de la gráfica de Virgin es decir, 250N, 750N, 1000N, se trata de una carga puntual aplicada en el centro de la cara superior de la vértebra L3.

Como se ha comentado anteriormente esta carga se puede sustituir por una presión que se aplicaría en toda la cara superior, sin embargo, esto sólo aumentaría el tiempo de cálculo y no mejoraría de manera considerable los resultados obtenidos.

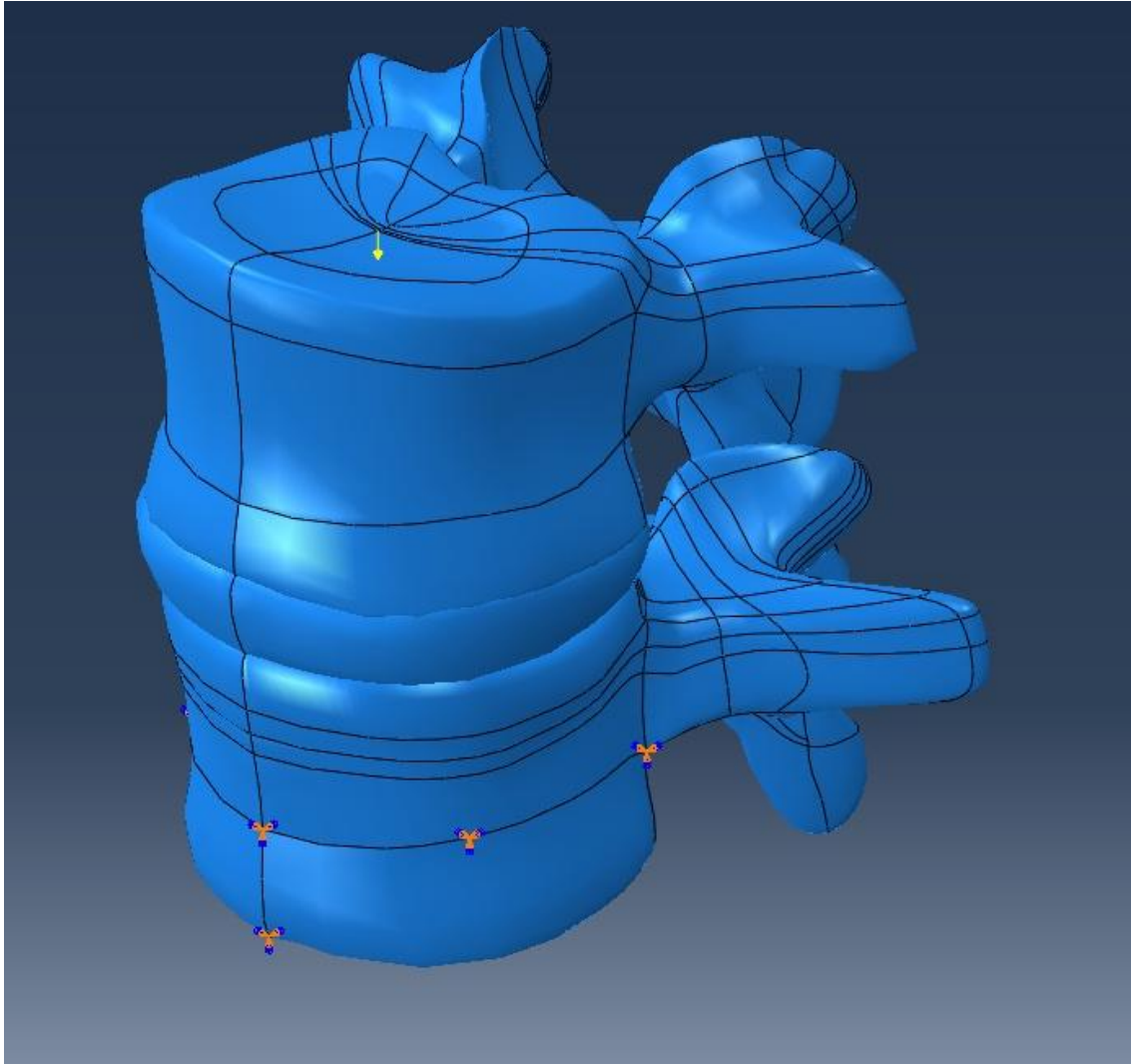


Ilustración 44 Cargas y condiciones de contorno para la validación del modelo análisis dinámico

5.2.2.6. Mallado

A la hora de mallar hay que tener en cuenta tanto el tamaño de malla de cada elemento como la forma geométrica que se va a utilizar para mallarlo. En casos en los que exista un error habrá que tener en cuenta otros factores especiales

1. Forma geométrica

Existen diferente posibilidades en cuanto a las formas geométricas que se pueden utilizar:

1. Hex
 - As is
 - Bottom-up
2. Hex-dominated
 - As is
 - Bottom-up

3. Tet
 - Free
4. Wedge

De todos estos tipos el único que permite ABAQUS en este caso es Tet-Free, es decir tetraedros con una disposición libre.

II. Tamaño de malla

Para escoger el tamaño de malla sería preciso realizar un análisis de sensibilidad de malla, es decir ir reduciendo el tamaño de malla hasta que los resultados no cambien como resultado de dicha variación. Esto no es posible, ya que como se explicará en apartados posteriores el programa no termina de compilar.

III. Factores especiales

A la hora de intentar resolver el problema con ABAQUS se produce un error cuando se intenta calcular una solución. Tras numerosos intentos se dedujo que la causa del error era que el modelo había sido importado de otro programa y por tanto existían pequeños errores en su geometría.

Para solucionar este problema se eliminó el control de distorsión del mallado, con lo que finalmente se pudo calcular una solución.

IV. Solución

En el momento de intentar obtener una solución, tras 17 horas de cálculo se producía un error con lo que se bloqueaba el programa, habiendo avanzado sólo 0.01638 en el tiempo de cálculo. Sin embargo, tras producirse el error se podía observar los resultados calculados hasta ese momento, estos resultados no sólo se alejaban de la realidad si no que con variar un poco el tiempo de cálculo los resultados también variaban.

Por ello, se concluyó que con tan poco tiempo de cálculo no se podían obtener unos resultados precisos.

Con esta información se decidió simplificar el modelo a uno realizado con un análisis estático.

5.2.3. Análisis estático

5.2.3.1. Introducción

Tras observar que el análisis dinámico no se podía utilizar se decidió recurrir a un análisis estático.

5.2.3.2. Propiedades

Para que ABAQUS realice el análisis es imprescindible introducir los valores de las propiedades de cada una de las piezas del conjunto. Estos valores son el Módulo de Elasticidad, el Coeficiente de Poisson y la densidad, para obtener estos datos se ha recurrido a otras fuentes.

Al tratarse de un análisis más sencillo se decidió acudir a utilizar dos materiales distintos en el disco intervertebral, esto se realizará dividiendo el disco intervertebral en Anillo fibroso y Núcleo Pulposo. Para realizar esta división se actuará como si el núcleo pulposo fuese un cilindro cuyo diámetro alcanzara el 43% del disco intervertebral. Se trata de una aproximación tomada de observar diversas imágenes de discos intervertebrales.

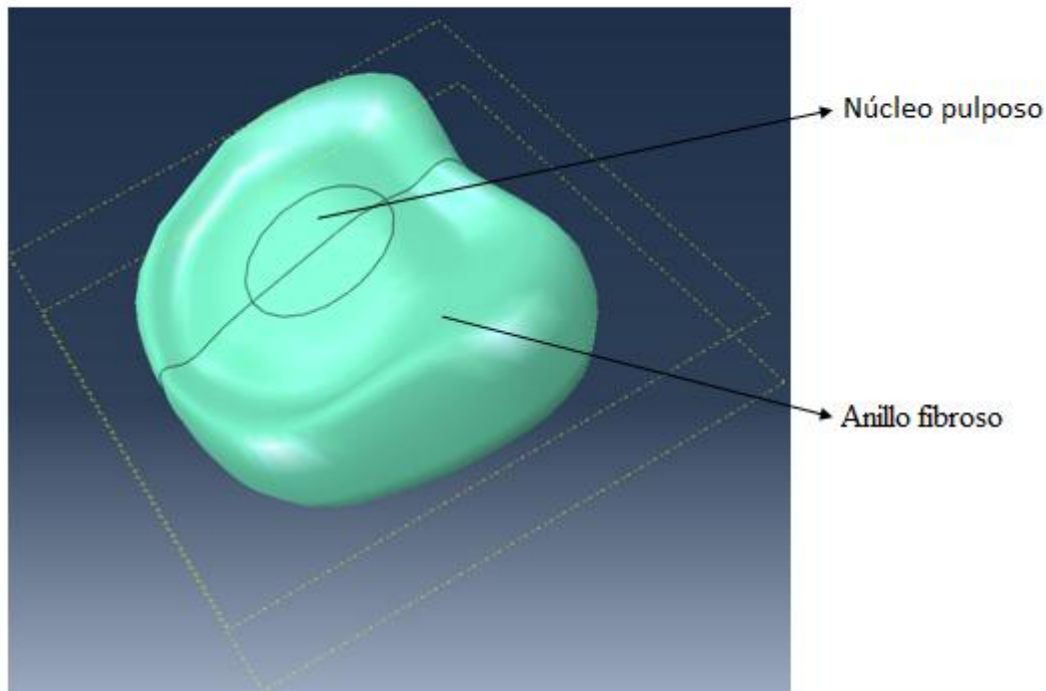


Ilustración 45 División ABAQUS disco intervertebral

Tabla 3 Propiedades conjunto vertebral ampliado [64][65][66][67]

	Vértebra	Núcleo pulposo	Anillo fibroso
Módulo de elasticidad (Pa)	12000e6	1e6	8.4e6
Coeficiente de Poisson	0.3	0.49	0.45
Densidad (g/ml)	1.4	1.02	1.05

Con estos tres tipos de propiedades se espera obtener unos resultados bastante precisos comparados con los obtenidos en el ensayo dinámico

5.2.3.3.Step

Al tratarse de un análisis estático se escogerá "Static, General", sin embargo como es un análisis más sencillo se tomarán 80 unidades de tiempo de "Time Period", de esta manera se podrán obtener unos resultados más exactos.

5.2.3.4.Interacciones

Al tratarse de un análisis estático se debe procurar que el contacto entre los diferentes elementos se realice de la manera correcta, esto quiere decir que unos no atraviesen a otros y que al producirse el contacto éste simule uno real.

Este apartado muestra muchas semejanzas con el análisis dinámico, solo que en este supuesto se debe seleccionar un análisis "Surface to Surface" y escoger en cada caso la superficie maestra y la esclava. Para este caso concreto se le puede asignar a las dos superficies cualquier tipo.

Para lograr que el contacto sea lo más real posible se escogerá el contacto "Penalty", con un coeficiente de fricción alto, de valor 2, para evitar en lo posible desplazamientos no deseados.

Estos contactos se van a realizar en tres zonas:

1. Contacto de la superficie inferior de la vértebra L3 con el disco intervertebral
2. Contacto de la superficie superior de la vértebra L4 con el disco intervertebral
3. Contacto de las apófisis de ambas vértebras

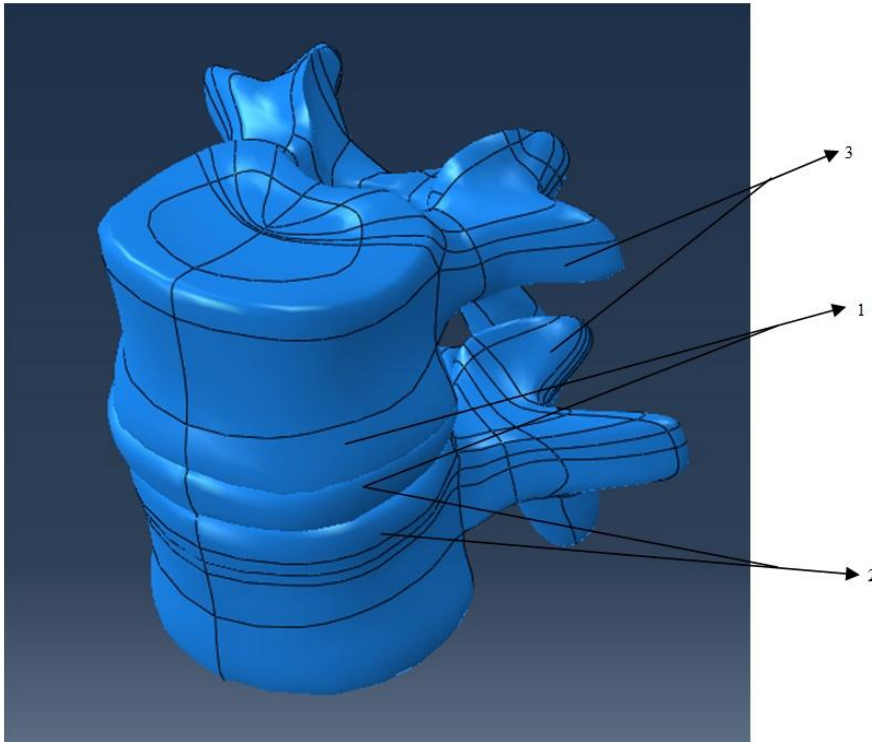


Ilustración 46 Interacciones análisis estático

5.2.3.5. Cargas y condiciones de contorno

Las condiciones de contorno son las mencionadas en el apartado anterior, es decir, los movimientos están restringidos en la cara inferior de la vértebra L4

Las cargas aplicadas serán las que he extrapolado de la gráfica de Virgin, es decir, 250N, 750N, 1000N. Se trata de una carga puntual aplicada en el centro de la cara superior de la vértebra L3.

Como se ha comentado anteriormente esta carga se puede sustituir por una presión que se aplicaría en toda la cara superior, sin embargo, esto sólo aumentaría el tiempo de cálculo y no mejoraría de manera considerable los resultados obtenidos.

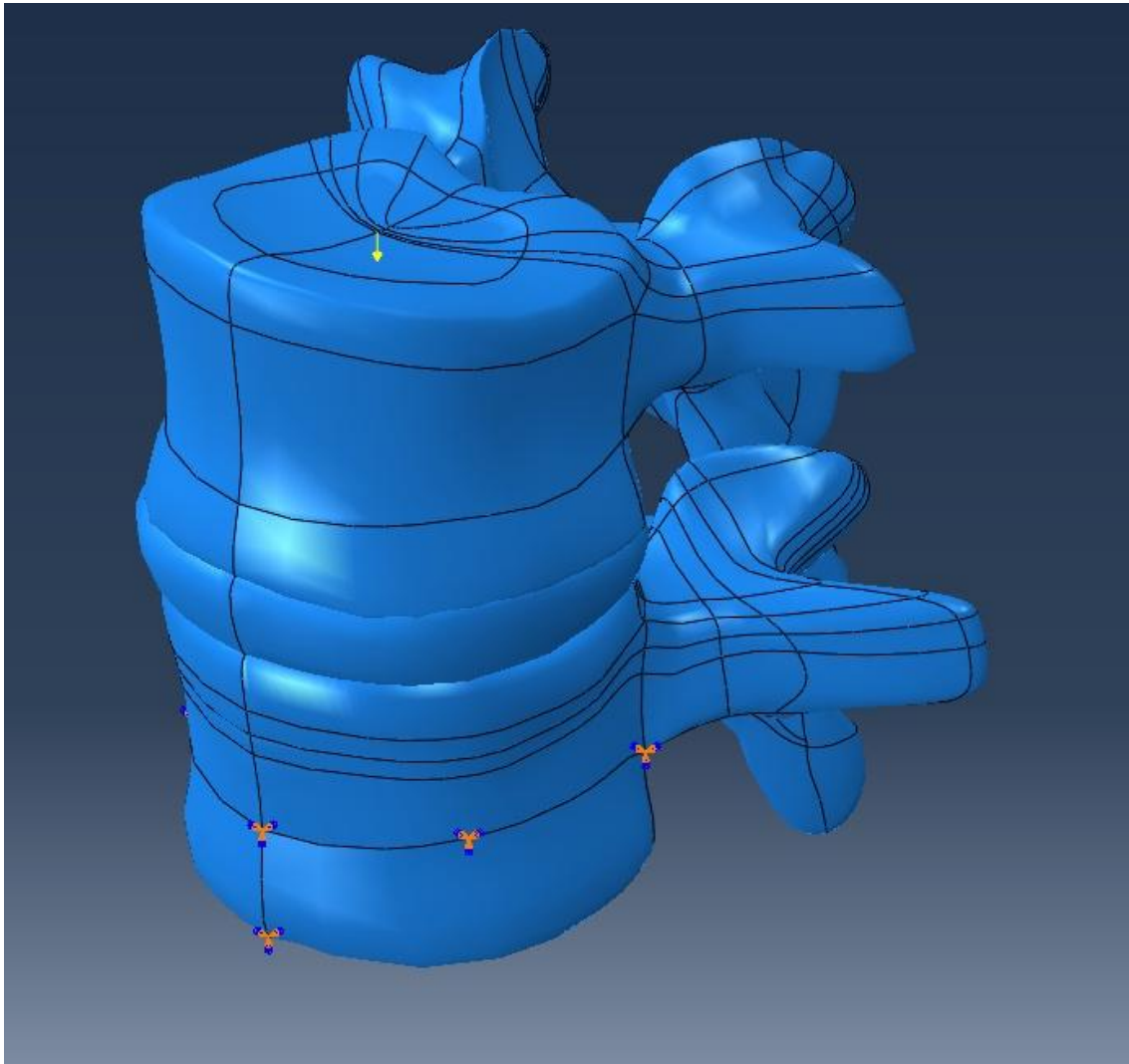


Ilustración 47 Cargas y condiciones de contorno para la validación del modelo análisis estático

5.2.3.6. Mallado

A la hora de mallar hay que tener en cuenta tanto el tamaño de malla de cada elemento como la forma geométrica que se va a utilizar para mallarlo. En casos en los que exista un error habrá que tener en cuenta otros factores especiales.

I. Forma geométrica

Existen diferentes posibilidades en cuanto a las formas geométricas que se pueden utilizar:

1. Hex
 - As is
 - Bottom-up
2. Hex-dominated
 - As is

- Bottom-up
- 3. Tet
 - Free
- 4. Wedge

De todos estos tipos el único que permite ABAQUS en este caso es Tet-Free, es decir, tetraedros con una disposición libre.

II. Tamaño de malla

Para escoger el tamaño de malla sería preciso realizar un análisis de sensibilidad de malla, esto es, ir reduciendo el tamaño de malla hasta que los resultados no cambien como resultado de dicha variación. Ello no es posible, ya que al llegar a un determinado valor el programa da error y por tanto se escogerá como valor correcto aquel tamaño de malla más pequeño que permite el programa:

- Vertebrae: 0.0078

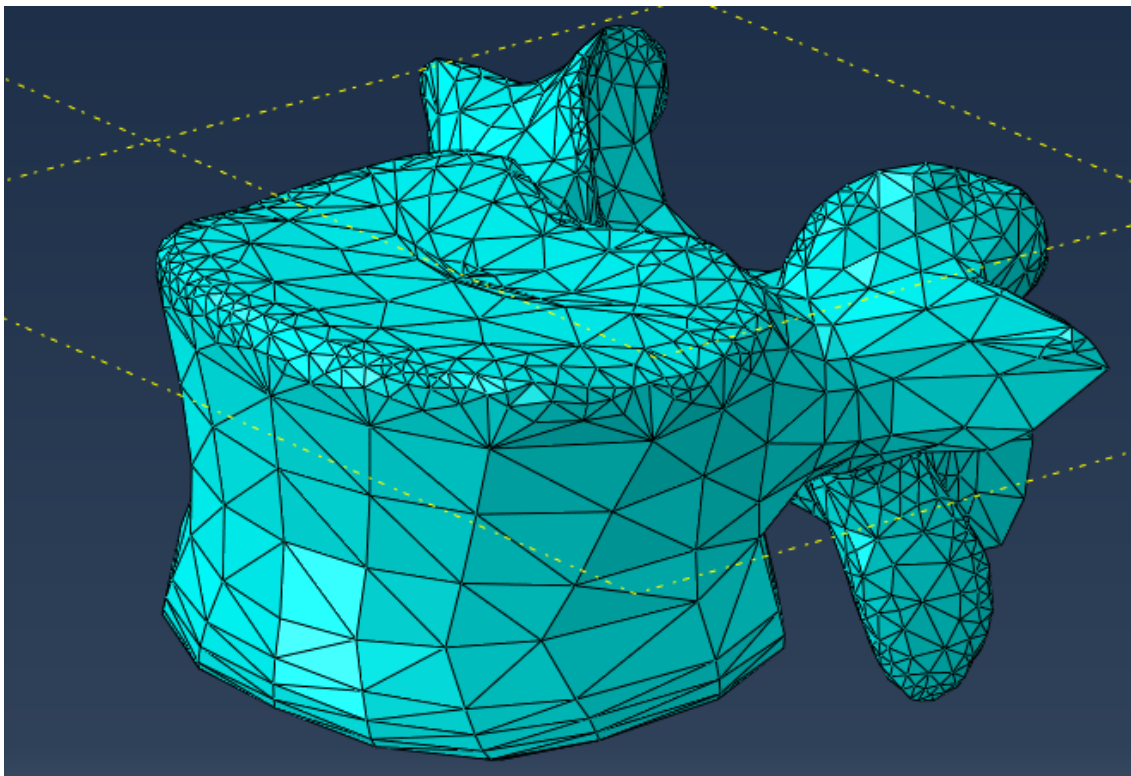


Ilustración 48 Mallado vértebra L3

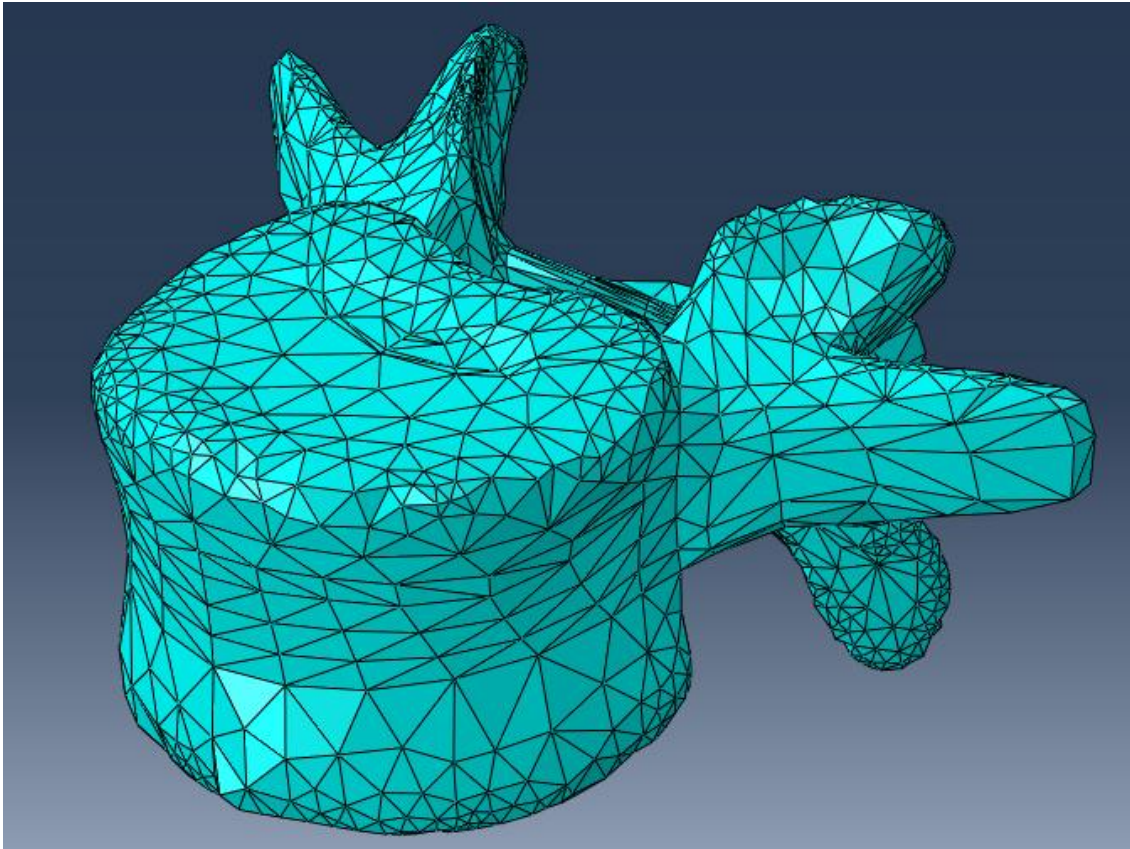


Ilustración 49 Mallado vértebra L4

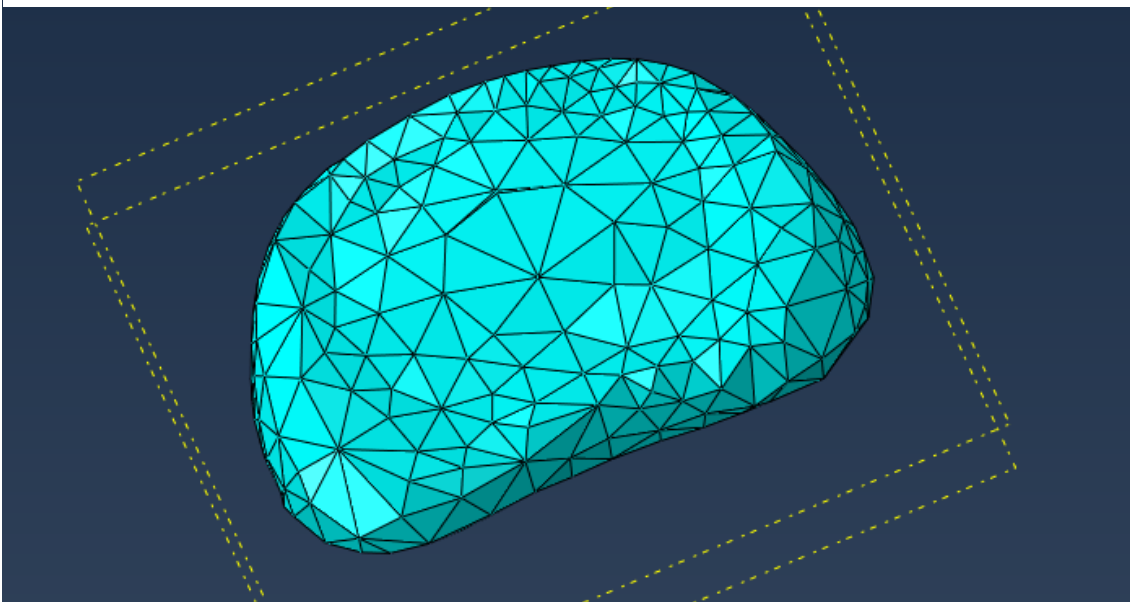


Ilustración 50 Mallado disco intervertebral

III. Factores especiales

En este caso al ser más sencillo no se dan ningún tipo de problema

6.RESULTADOS Y DISCUSIÓN

6.1. Validación del modelo

Tras la realización del análisis estático se obtiene:

Tabla 4 Validación del modelo

Carga (N)	Desplazamiento Virgin(mm)	Desplazamiento experimental (mm)
500	0.37	0.3745
750	0.5	0.499
1000	0.62	0.628

Como se puede observar, los resultados son bastante parecidos a los obtenidos de la bibliografía. El mayor error es de 1.3 % en el caso de la carga de 1000N. Por consiguiente se puede considerar que el modelo desarrollado es suficiente bueno para conseguir los objetivos propuestos

6.2. Resultados obtenidos

6.2.1. Introducción y objetivos

Este proyecto tiene dos objetivos, el primero es observar el comportamiento del conjunto vértebra + disco intervertebral + vértebra ante diferentes tipos de cargas que ya han sido explicadas anteriormente, comprobando los límites de rotura.

El segundo objetivo es observar las diferencias entre un disco intervertebral normal y uno que se encuentra degenerado, para ello se realizarán dos estudios con los mismos tipos de cargas y con los dos tipos de disco intervertebral.

Para la realización de este proyecto se ha dispuesto de tres materiales distintos en este conjunto vertebral y un material único para cada vértebra, además de dos materiales para el disco intervertebral (núcleo pulposos y anillo fibroso).

De esta manera se podrá comprobar el desplazamiento y las tensiones que sufren ambos tipos de discos intervertebrales.

Propiedades del disco sano:

Tabla 5 Propiedades conjunto vertebral sano [64][65][66][67]

	Vértebra	Núcleo pulposos	Anillo fibroso
Módulo de elasticidad (Pa)	12000e6	1e6	8.4e6
Coefficiente de Poisson	0.3	0.49	0.45
Densidad (g/ml)	1.4	1.02	1.05

Propiedades del disco degenerado

Tabla 6 Propiedades conjunto vertebral degenerado [64][65][66][67][53]

	Vértebra	Núcleo pulpos	Anillo fibroso
Módulo de elasticidad (Pa)	12000e6	1.66e6	12e6
Coefficiente de Poisson	0.3	0.4	0.35
Densidad (g/ml)	1.4	1.02	1.05

6.2.2.Resultados

Se utilizará el conjunto que ha sido validado en el apartado anterior. A este conjunto se le deben aplicar las propiedades expresadas anteriormente, variando las del disco intervertebral según el caso en el que se esté trabajando. Junto con esta variación se aplicará un tipo diferente de carga según el tipo de disposición que se esté estudiando.

6.2.2.1.Disco Sano

I. Levantar una carga con el tronco flexionado (CASO A)

Este tipo de movimiento se traduce en una carga puntual de 2720N aplicada en la vértebra L3

1. Tensiones

- L3:

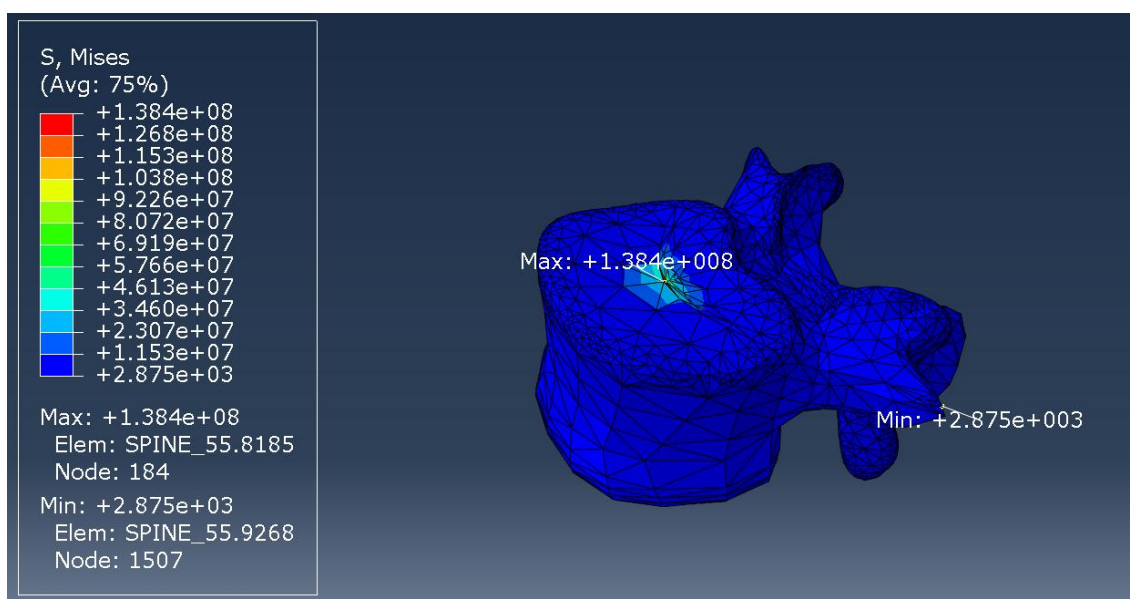


Ilustración 51 Tensión de la vértebra L3 con el disco intervertebral sano en el caso A (Pa)

- L4

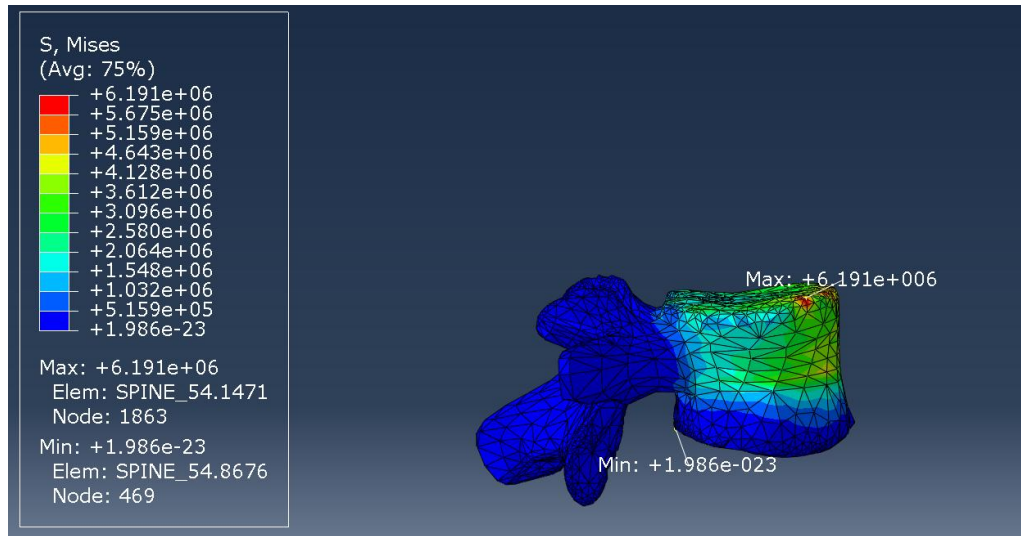


Ilustración 52 Tensión de la vértebra L4 con el disco intervertebral sano en el caso A (Pa)

- Disco intervertebral

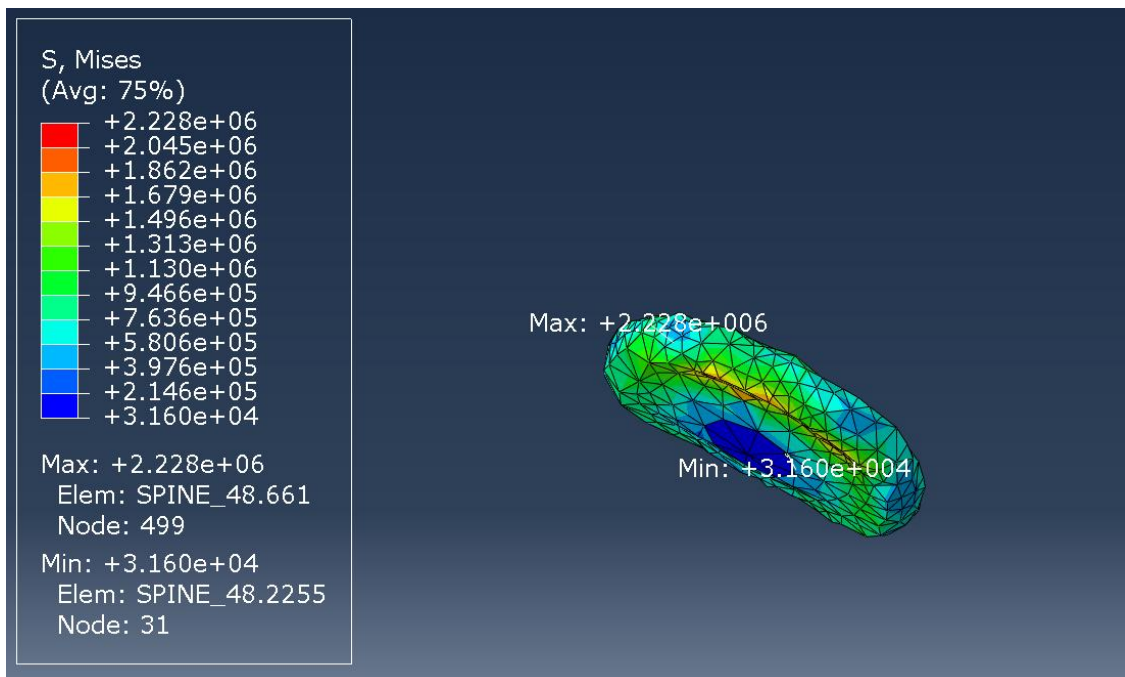


Ilustración 53 Tensión del disco intervertebral sano en el caso A (Pa)

2. Desplazamientos

- L3

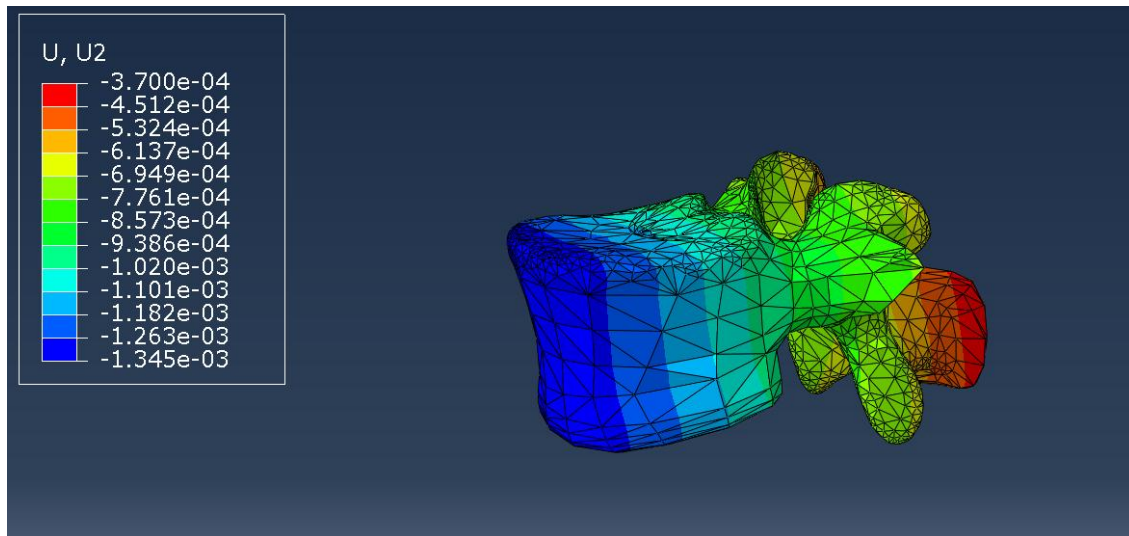


Ilustración 54 Desplazamiento de la vértebra L3 con el disco intervertebral sano en el caso A (m)

- L4

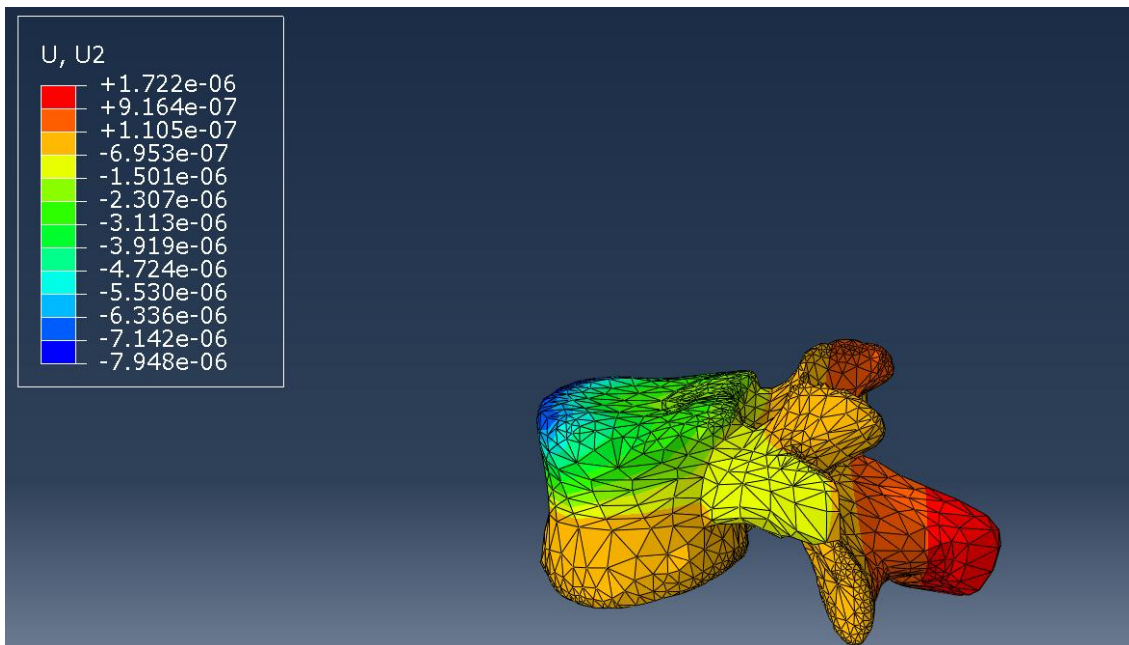


Ilustración 55 Desplazamiento de la vértebra L4 con el disco intervertebral sano en el caso A (m)

- Disco intervertebral

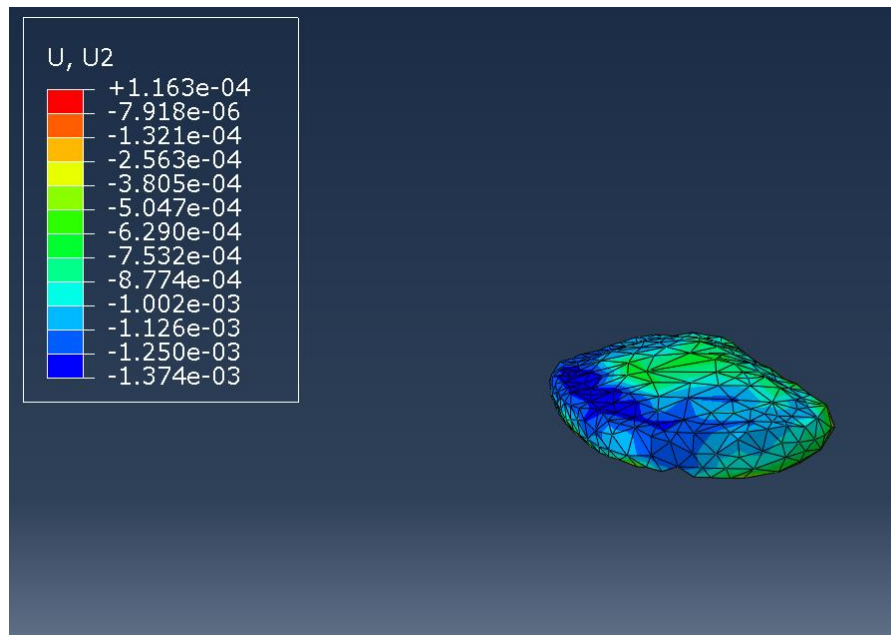


Ilustración 56 Desplazamiento del disco el intervertebral sano en el caso A (m)

II. Levantar una carga con el tronco extendido (CASO B)

Este tipo de movimiento se traduce en una carga puntual de 1720N

1. Tensiones

- L3

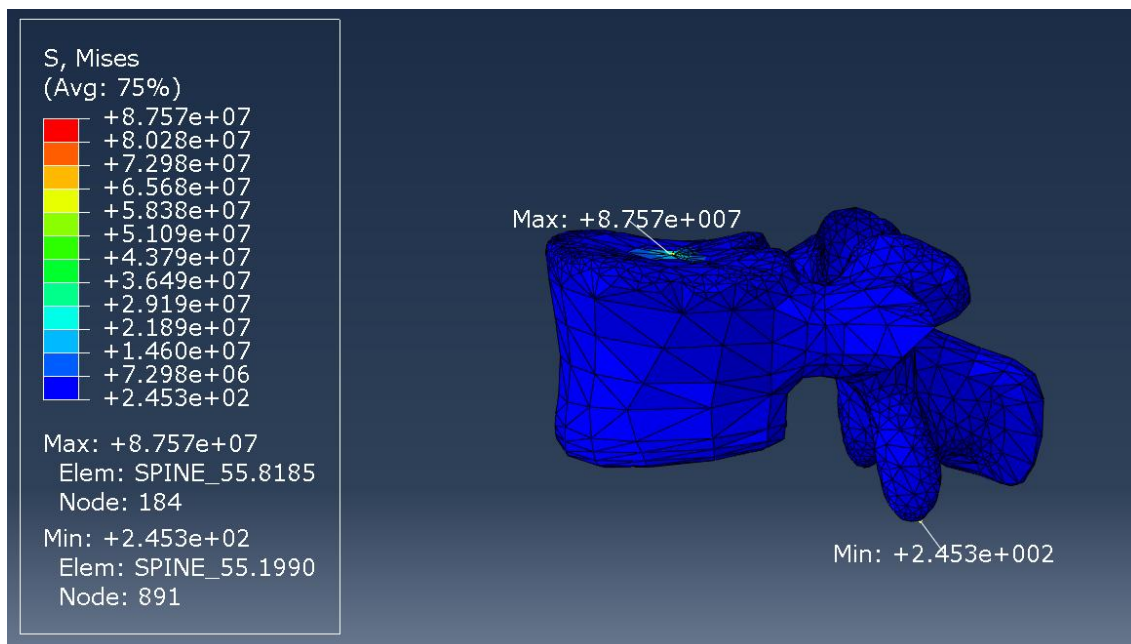


Ilustración 57 Tensiones de la vértebra L3 con el disco intervertebral sano en el caso B (Pa)

- L4

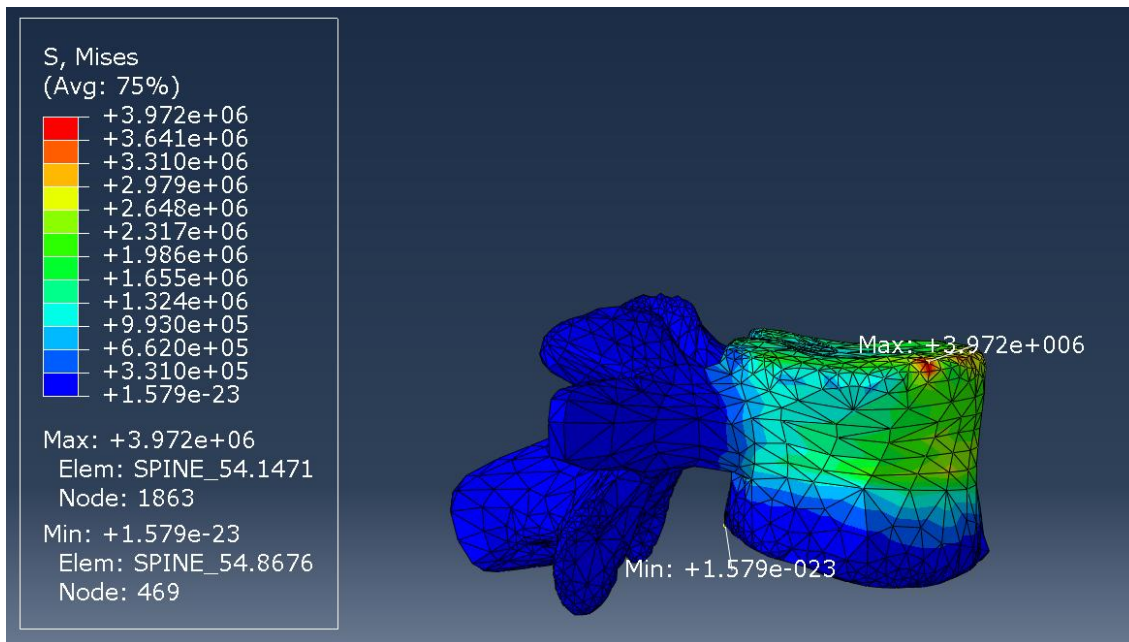


Ilustración 58 Tensiones de la vértebra L4 con el disco intervertebral sano en el caso B (Pa)

- Disco intervertebral

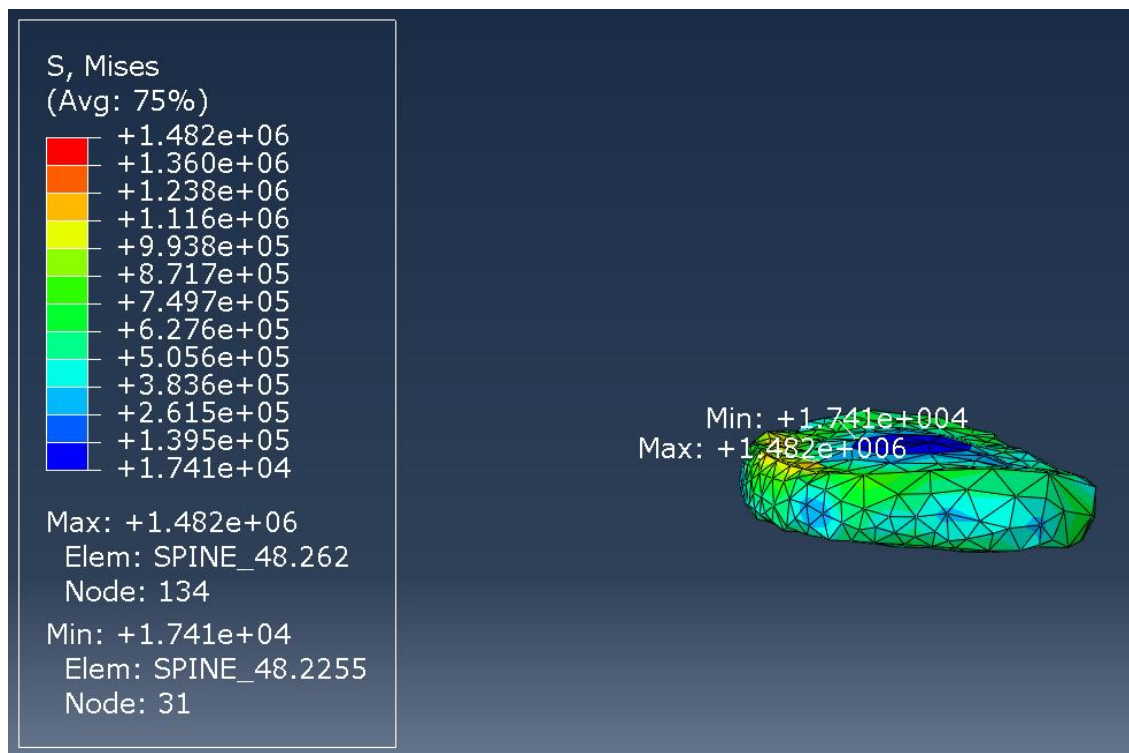


Ilustración 59 Tensiones del disco intervertebral sano en el caso B (Pa)

2. Desplazamientos

- L3

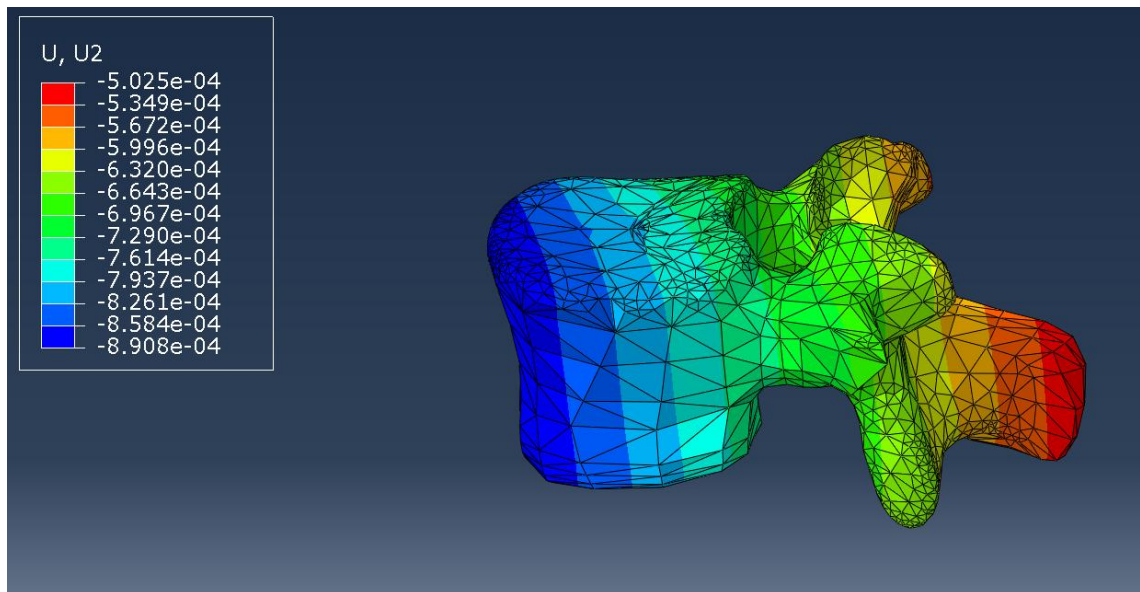


Ilustración 60 Desplazamiento de la vértebra L3 con el disco intervertebral sano en el caso B (m)

- L4

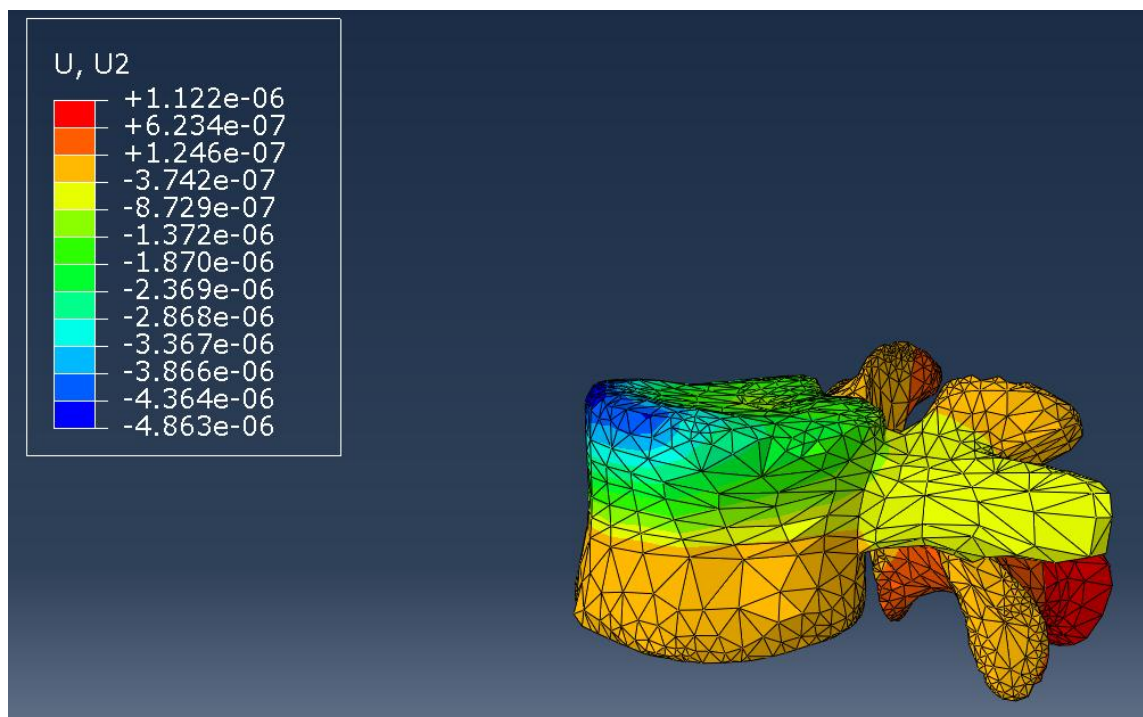


Ilustración 61 Desplazamiento de la vértebra L4 con el disco intervertebral sano en el caso B (m)

- Disco intervertebral

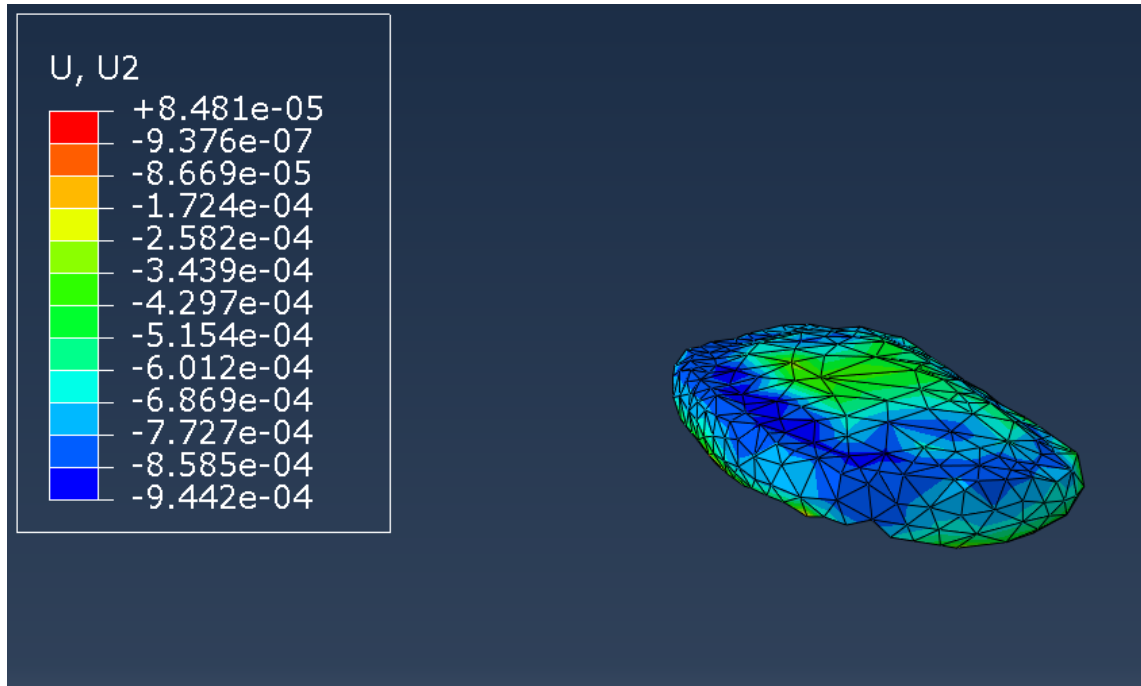


Ilustración 62 Tensiones del disco intervertebral sano en el caso B (m)

III. Levantar una carga con una flexión lateral (CASO C)

Este tipo de movimiento se traduce en una carga puntual de 2020N

1. Tensiones

- L3

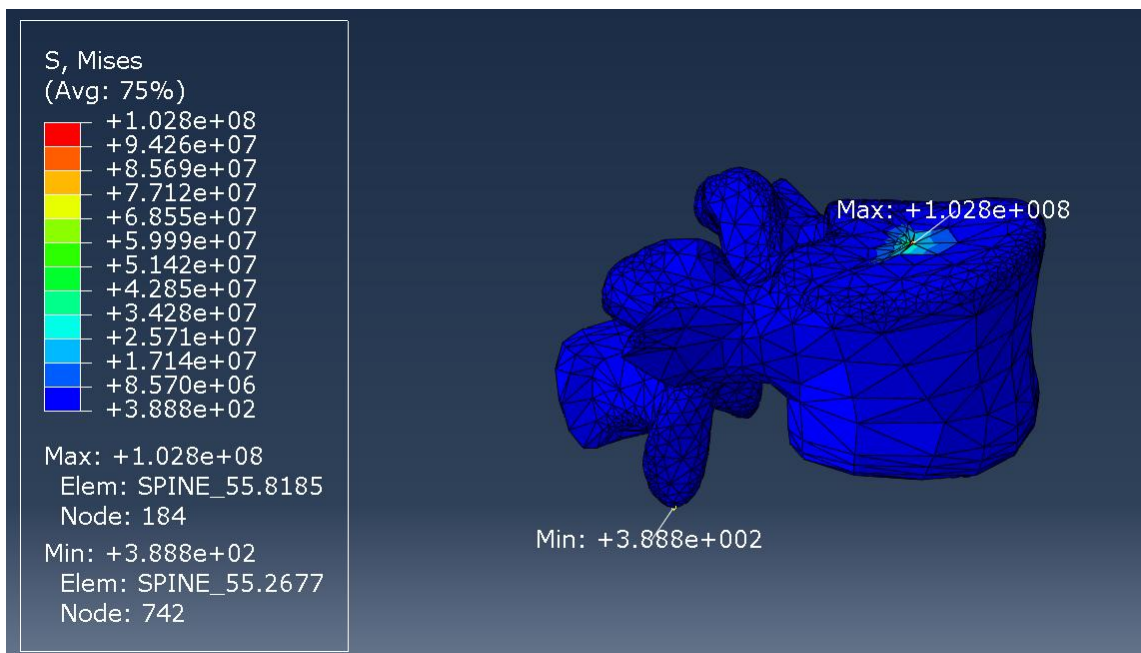


Ilustración 63 Tensiones de la vértebra L3 con el disco intervertebral sano en el caso C (Pa)

- L4

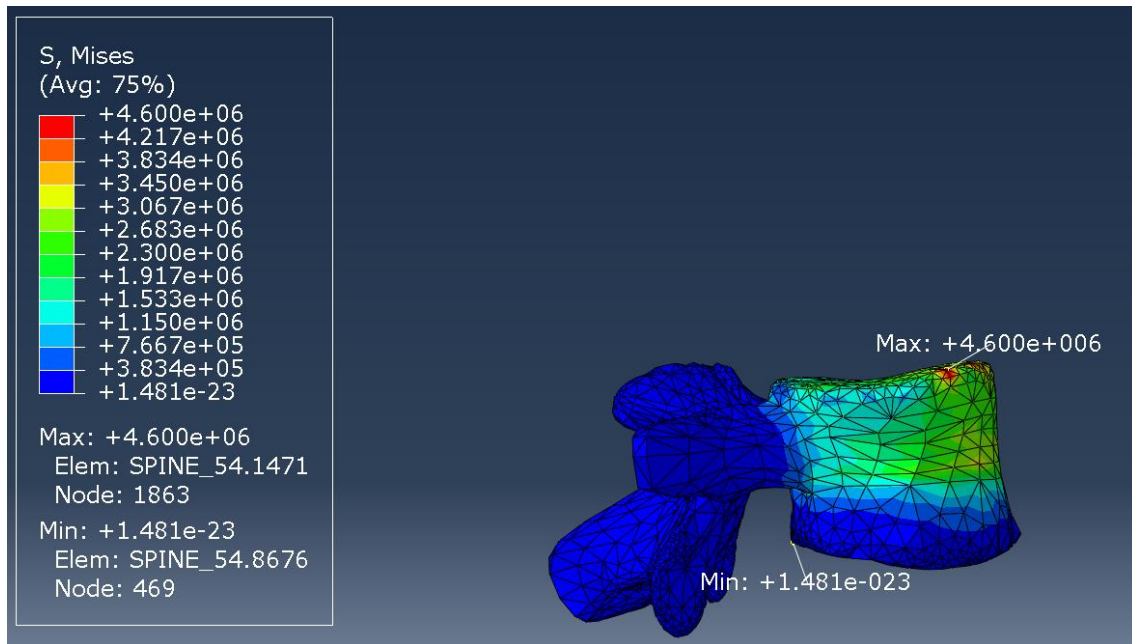


Ilustración 64 Tensiones de la vértebra L4 con el disco intervertebral sano en el caso C (Pa)

- Disco intervertebral

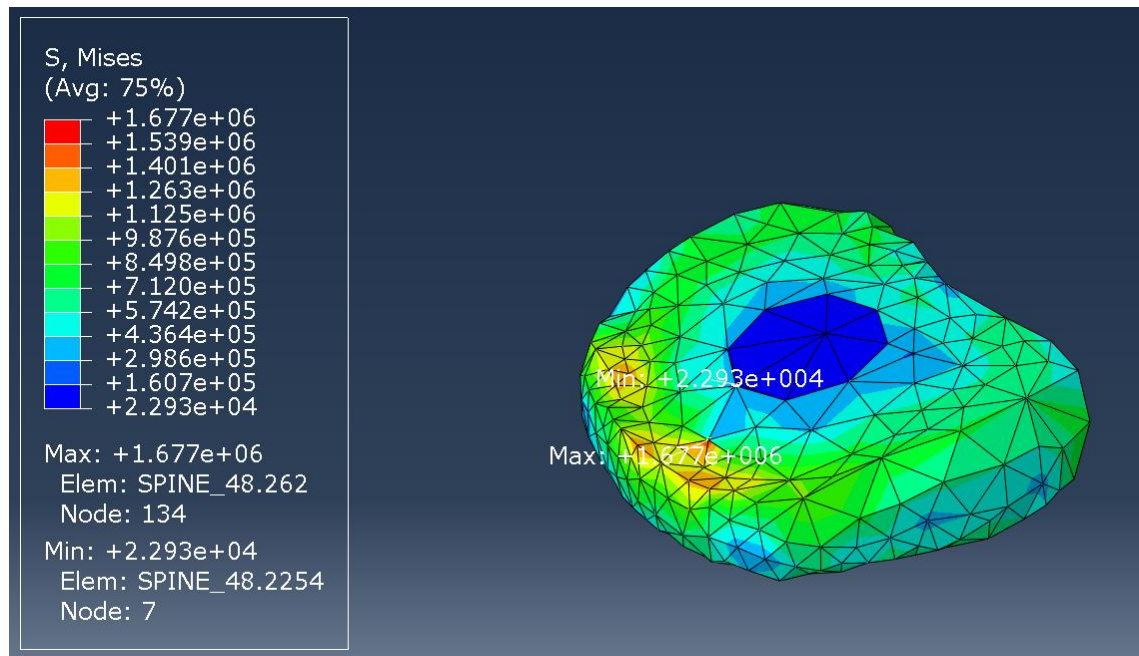


Ilustración 65 Tensiones del disco intervertebral sano en el caso C (Pa)

2. Desplazamientos

- L3

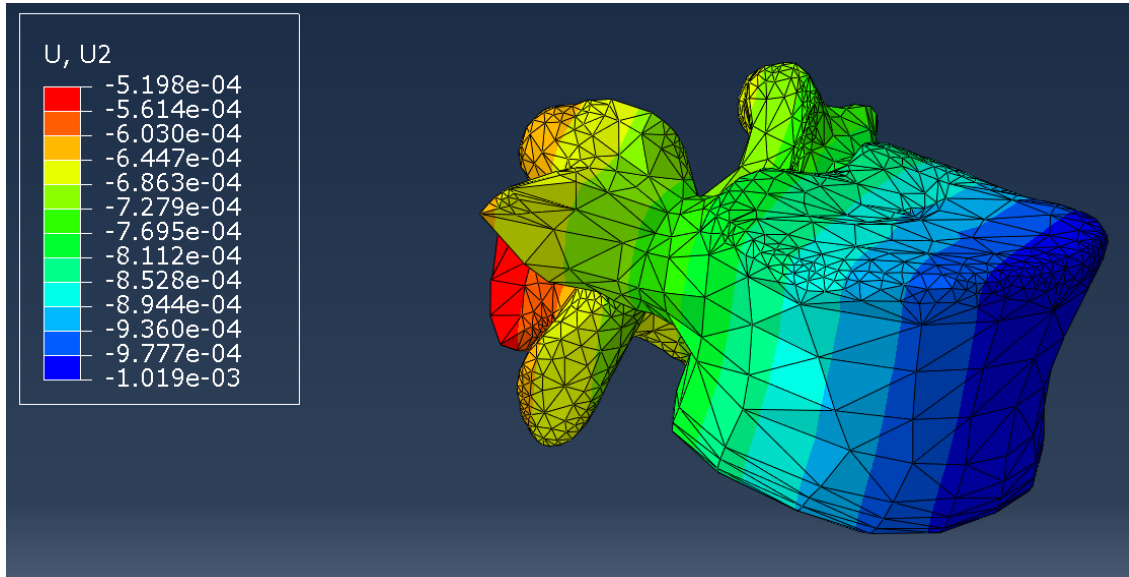


Ilustración 66 Desplazamientos de la vértebra L3 con el disco intervertebral sano en el caso C (m)

- L4

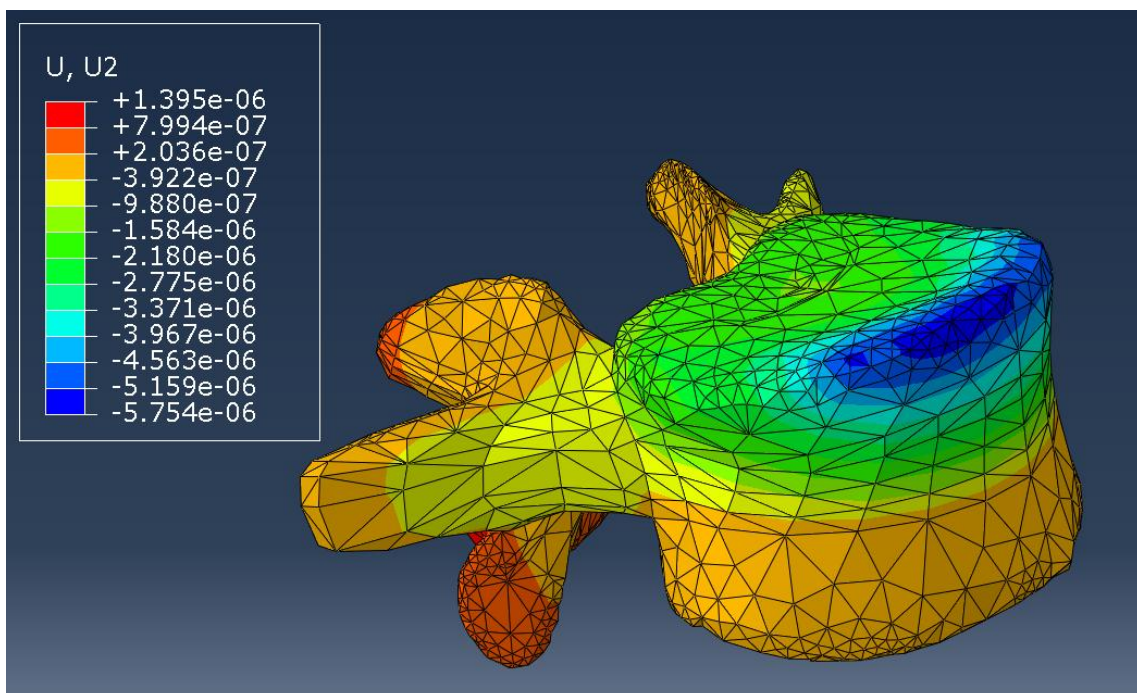


Ilustración 67 Desplazamientos de la vértebra L4 con el disco intervertebral sano en el caso C (m)

- Disco intervertebral

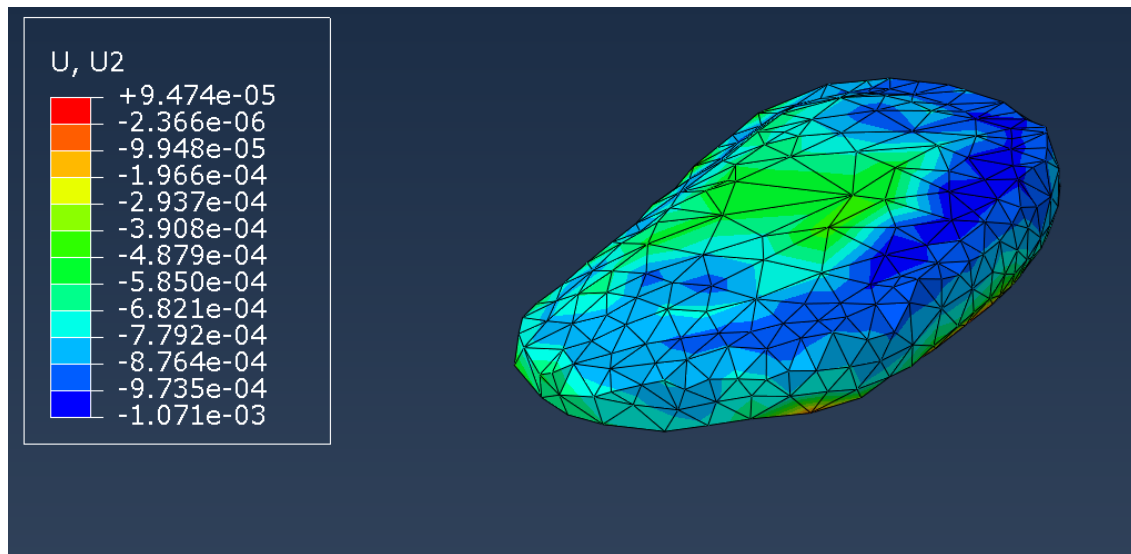


Ilustración 68 Desplazamientos del disco intervertebral sano en el caso C (m)

IV. Rotación axial (CASO D)

1. Tensiones

- L3

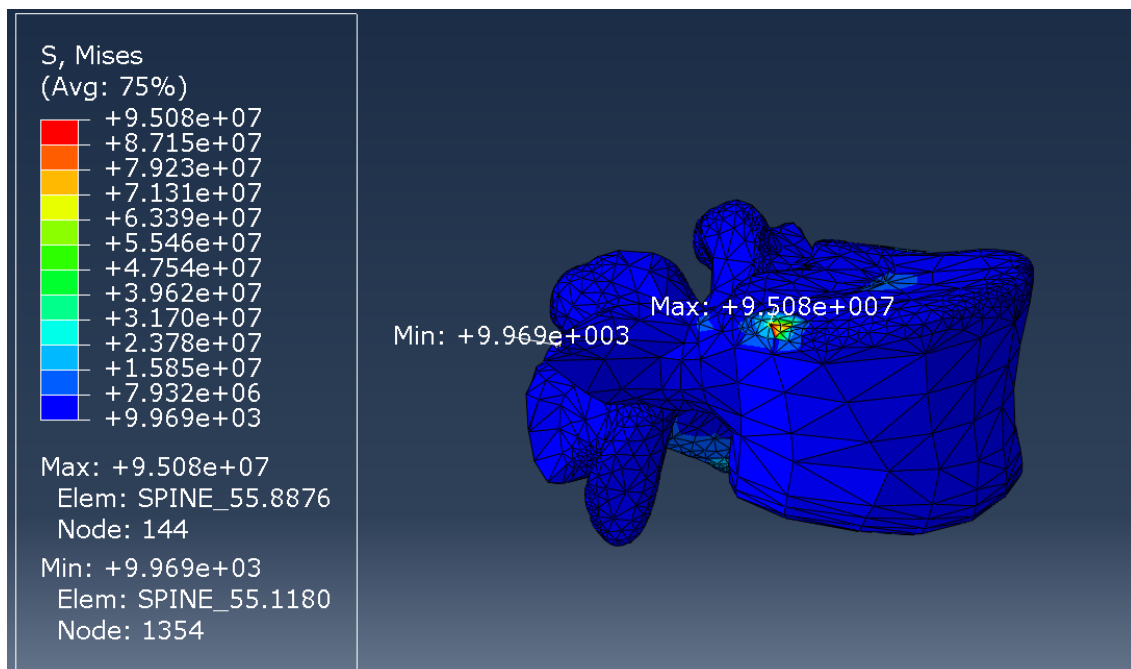


Ilustración 69 Tensiones de la vértebra L3 con el disco intervertebral sano en el caso D (Pa)

- L4

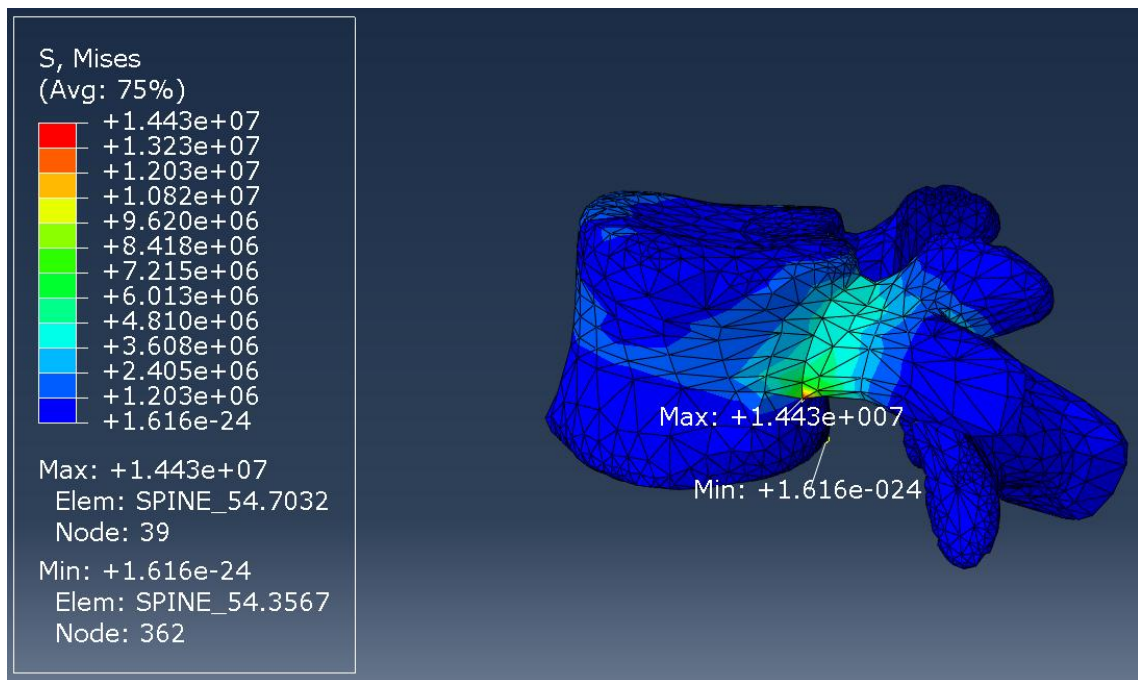


Ilustración 70 Tensiones de la vértebra L4 con el disco intervertebral sano en el caso D (Pa)

- Disco intervertebral

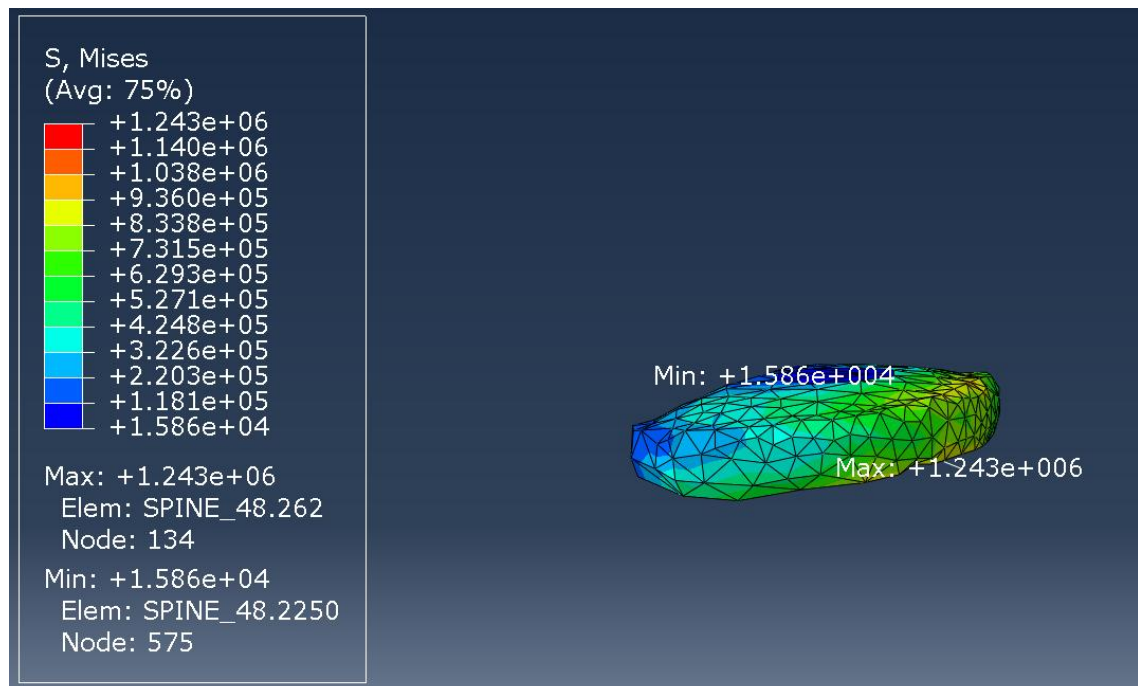


Ilustración 71 Tensiones del disco intervertebral sano en el caso D (Pa)

2. Desplazamientos

- L3

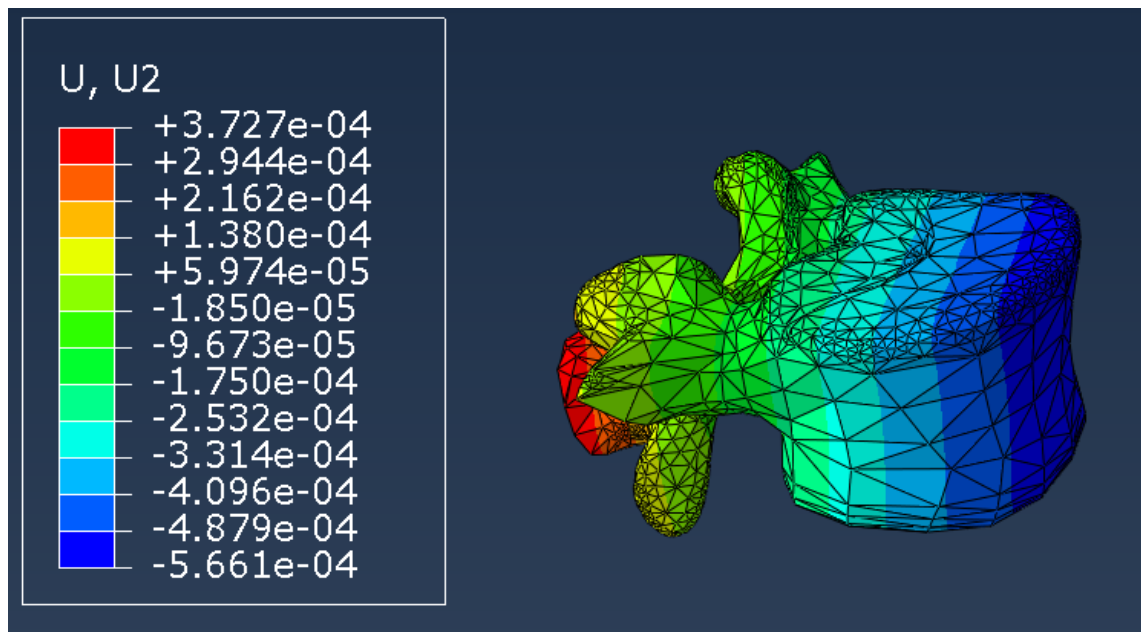


Ilustración 72 Desplazamiento de la vértebra L3 con el disco intervertebral sano en el caso D (m)

- L4

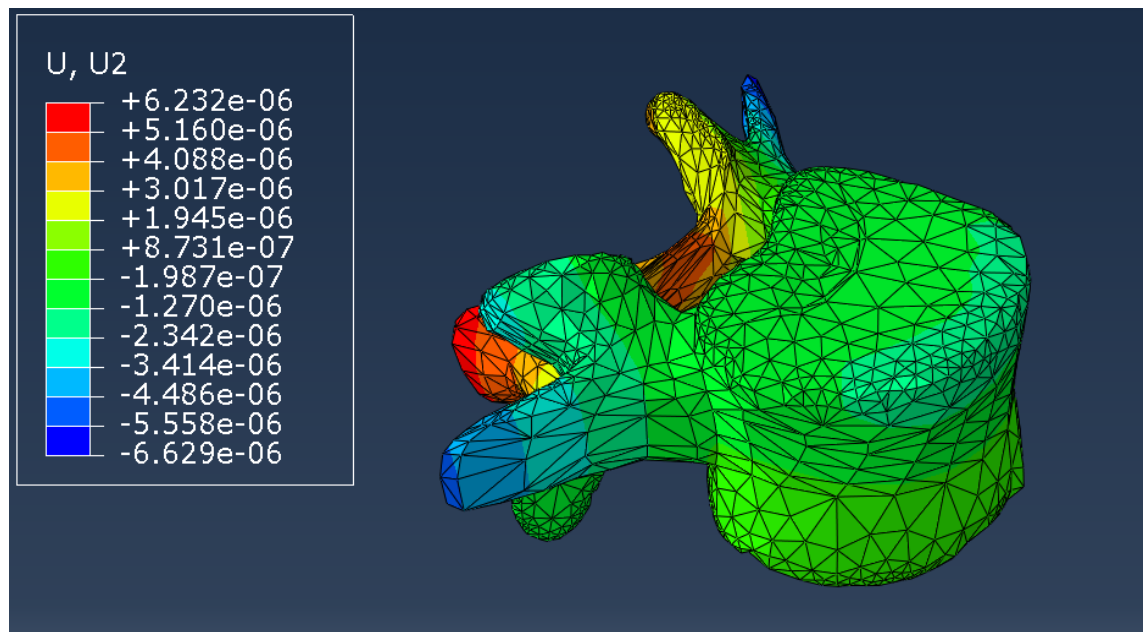


Ilustración 73 Desplazamiento de la vértebra L4 con el disco intervertebral sano en el caso D (m)

- Disco intervertebral

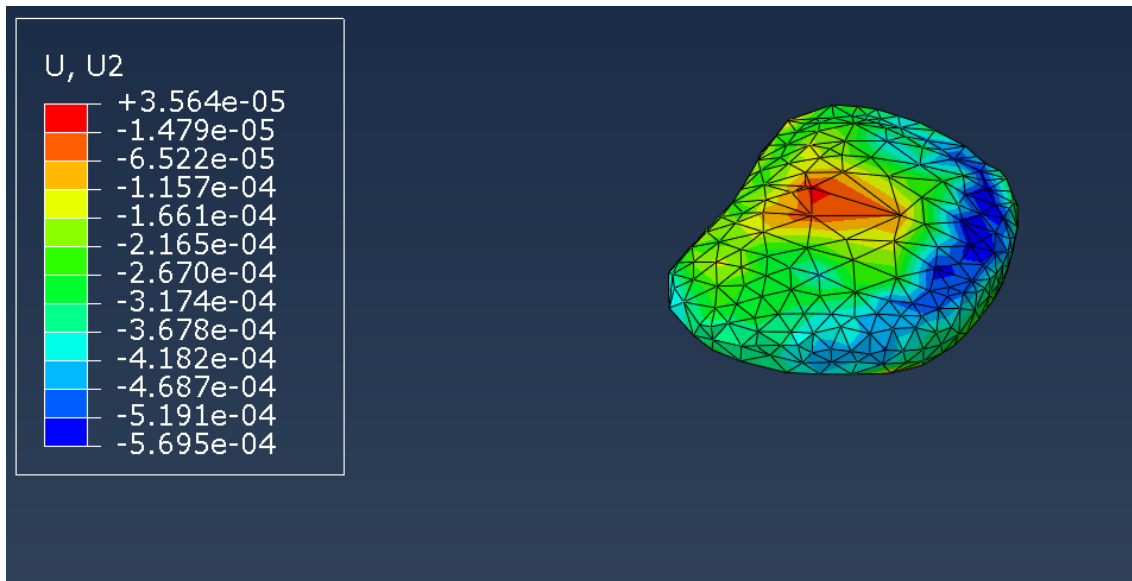


Ilustración 74 Desplazamiento del disco intervertebral sano en el caso D (m)

6.2.2.2. Disco degenerado

- Levantar una carga con el tronco flexionado (CASO A)

Este tipo de movimiento se traduce en una carga puntual de 2720N

1. Tensiones

- L3

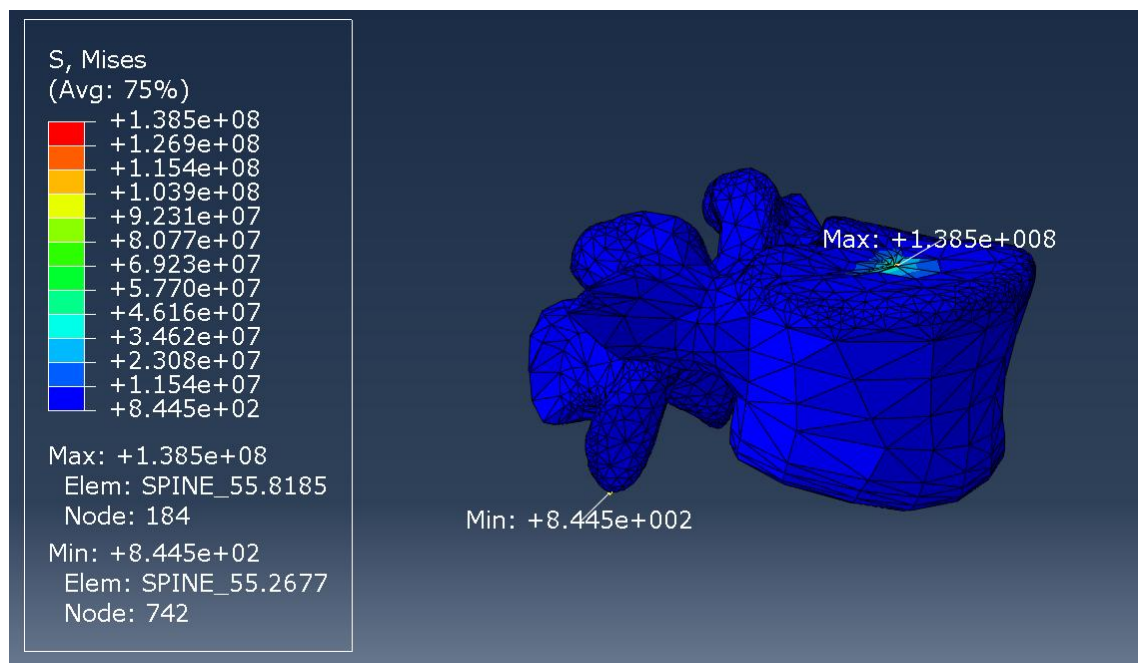


Ilustración 75 Tensión de la vértebra L3 con el disco intervertebral degenerado en el caso A (Pa)

- L4

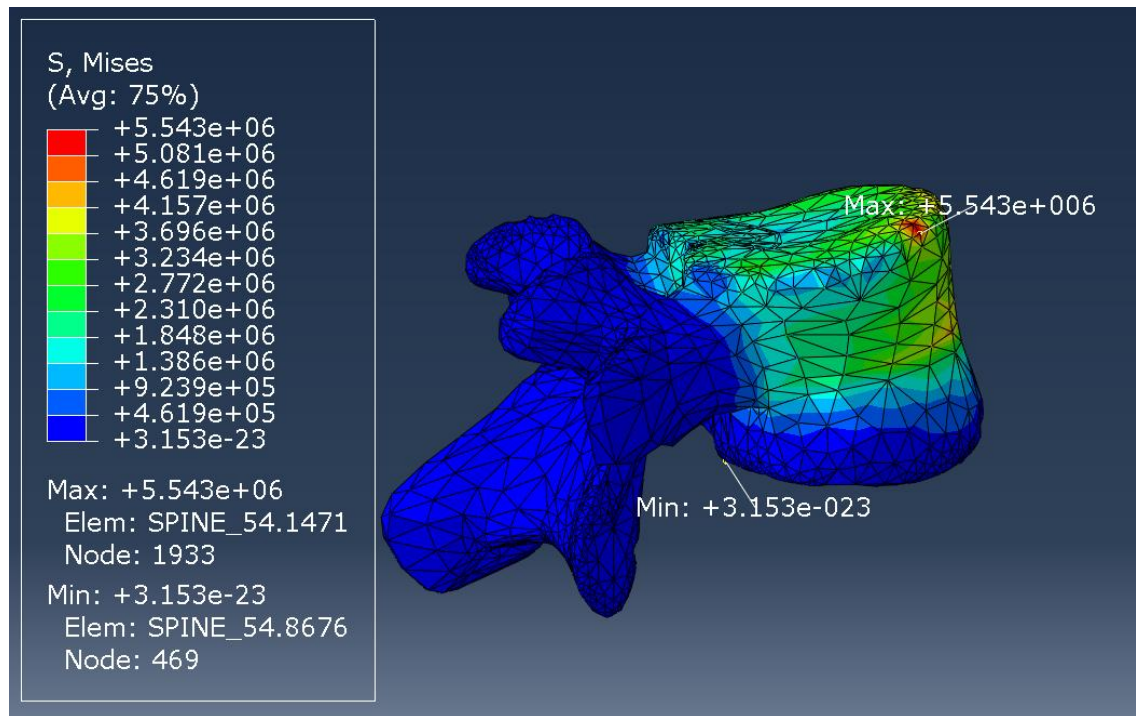


Ilustración 76 Tensión de la vértebra L4 con el disco intervertebral degenerado en el caso A (Pa)

- Disco intervertebral

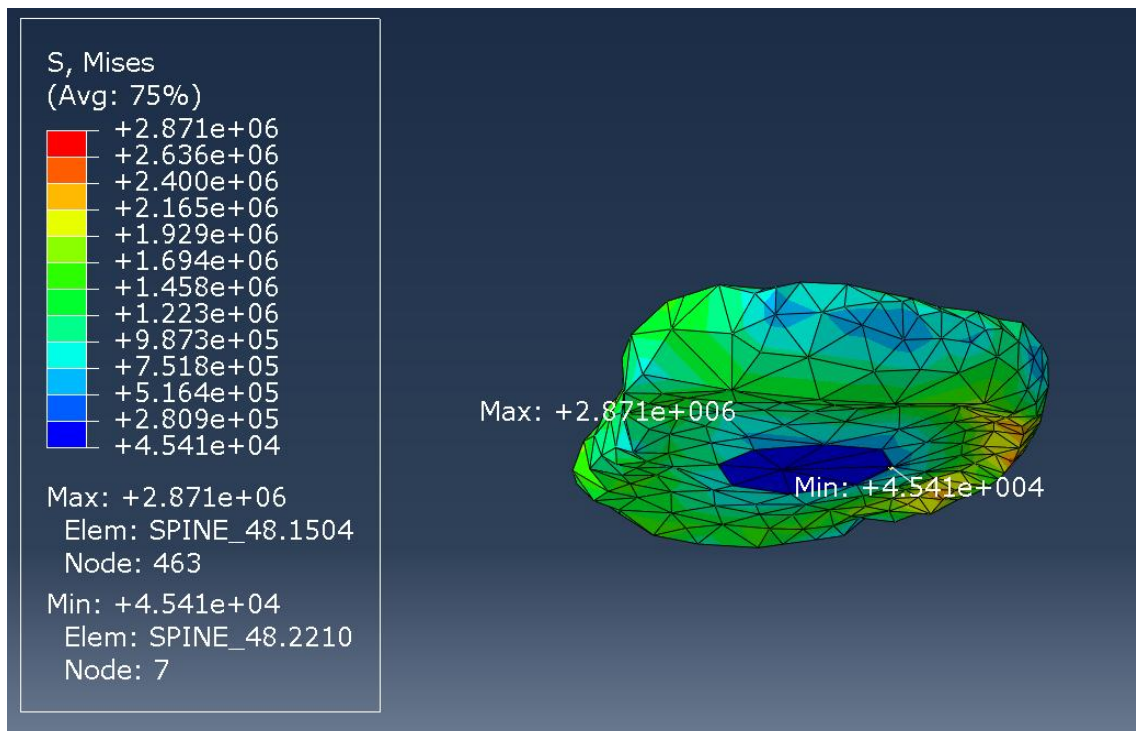


Ilustración 77 Tensión del disco intervertebral degenerado en el caso A (Pa)

2. Desplazamientos

- L3

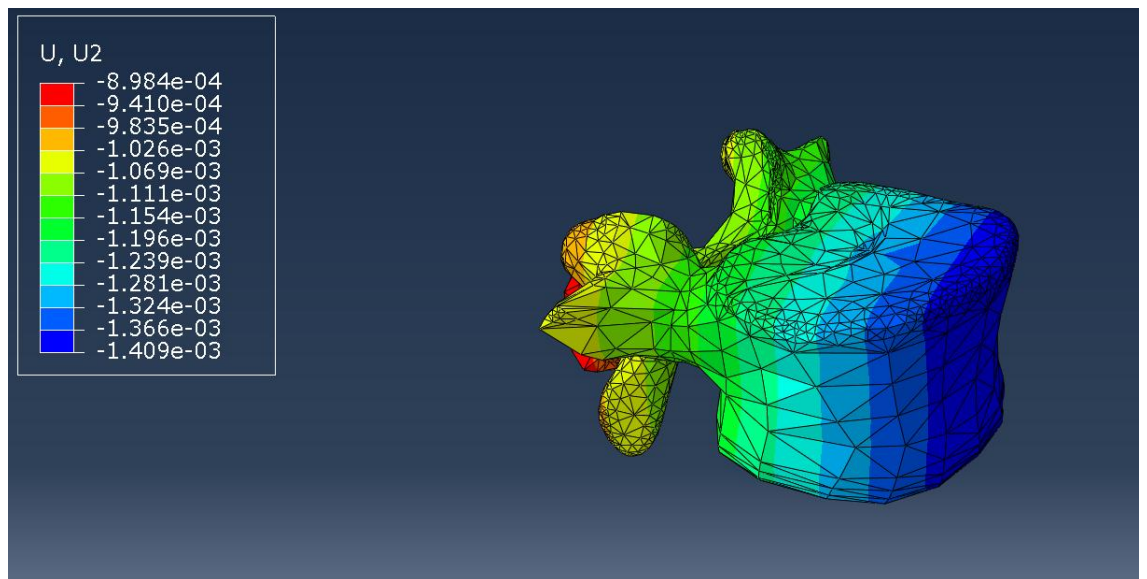


Ilustración 78 Desplazamiento de la vértebra L3 con el disco intervertebral degenerado en el caso A (m)

- L4

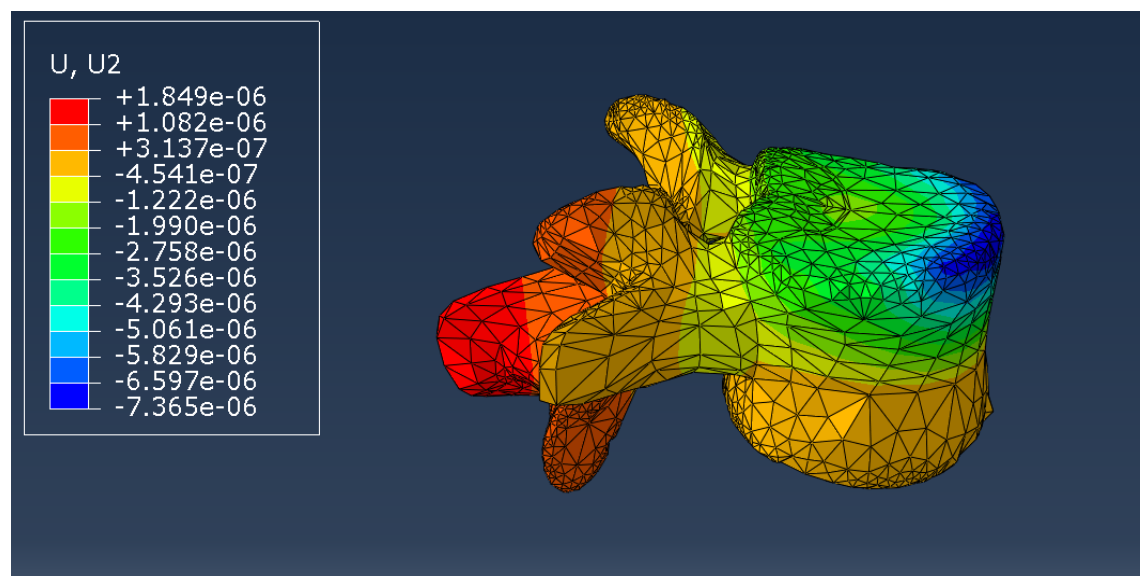


Ilustración 79 Desplazamiento de la vértebra L4 con el disco intervertebral degenerado en el caso A (m)

- Disco intervertebral

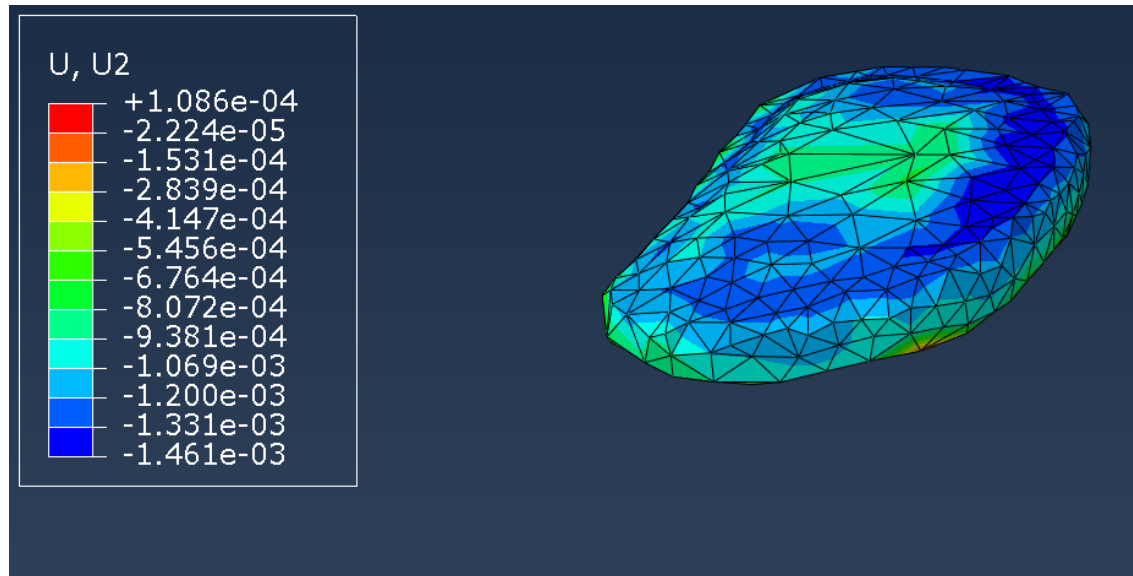


Ilustración 80 Desplazamiento del disco intervertebral degenerado en el caso A (m)

II. Levantar una carga con el tronco extendido (CASO B)

Este tipo de movimiento se traduce en una carga puntual de 1720N

1. Tensiones

- L3

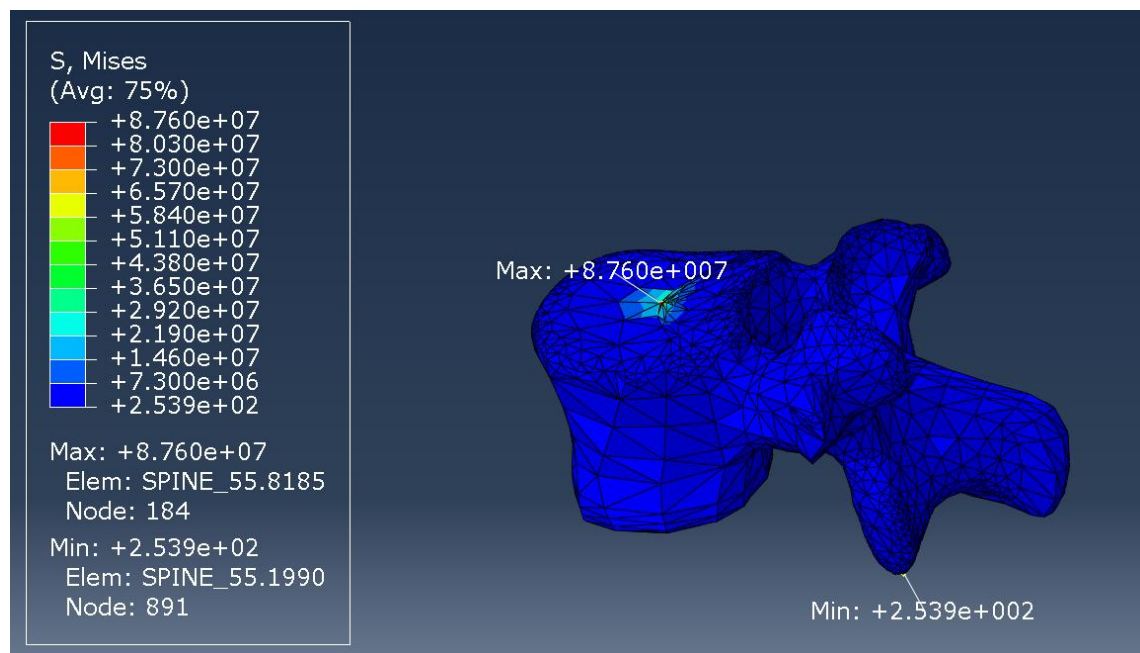


Ilustración 81 Tensión de la vértebra L3 con el disco intervertebral degenerado en el caso B (Pa)

- L4

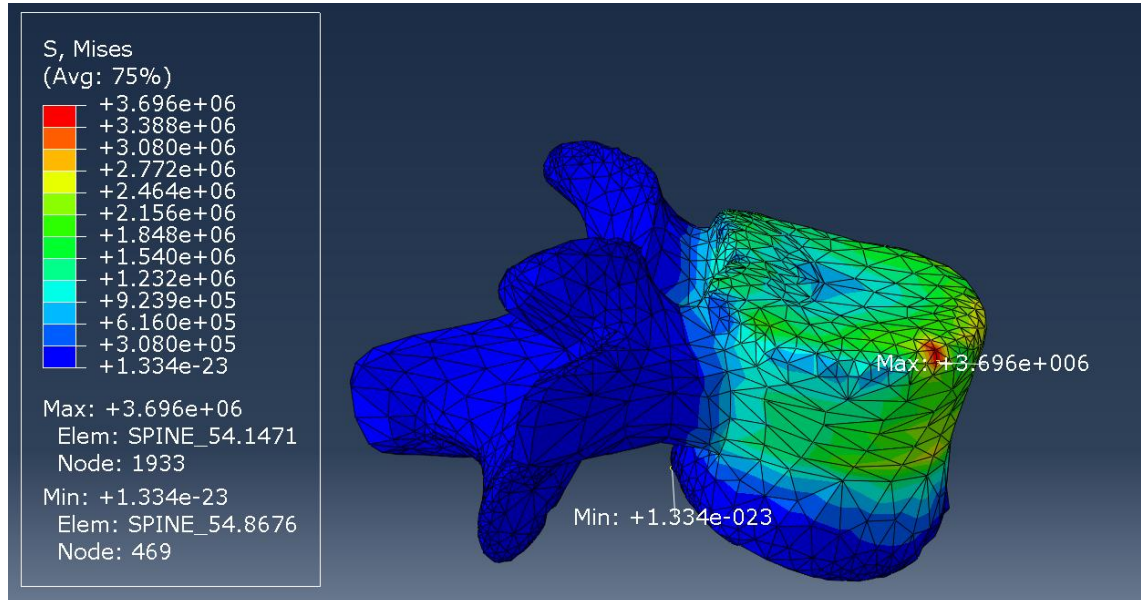


Ilustración 82 Tensión de la vértebra L4 con el disco intervertebral degenerado en el caso B (Pa)

- Disco intervertebral

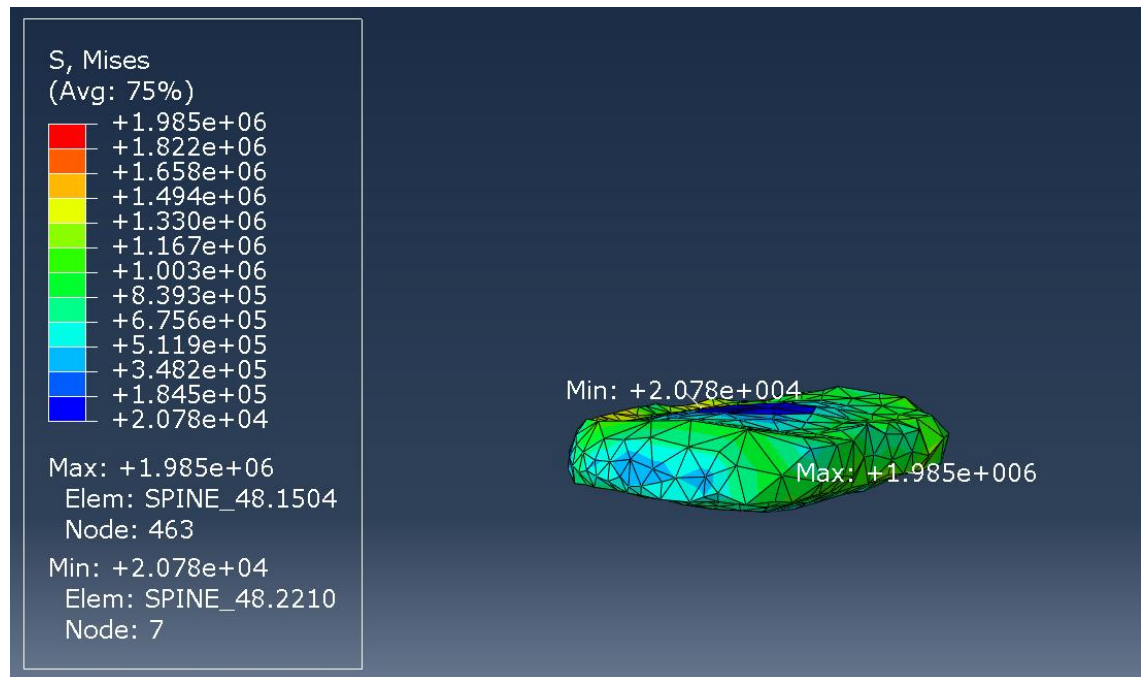


Ilustración 83 Tensión del disco intervertebral degenerado en el caso B (Pa)

2. Desplazamientos

- L3

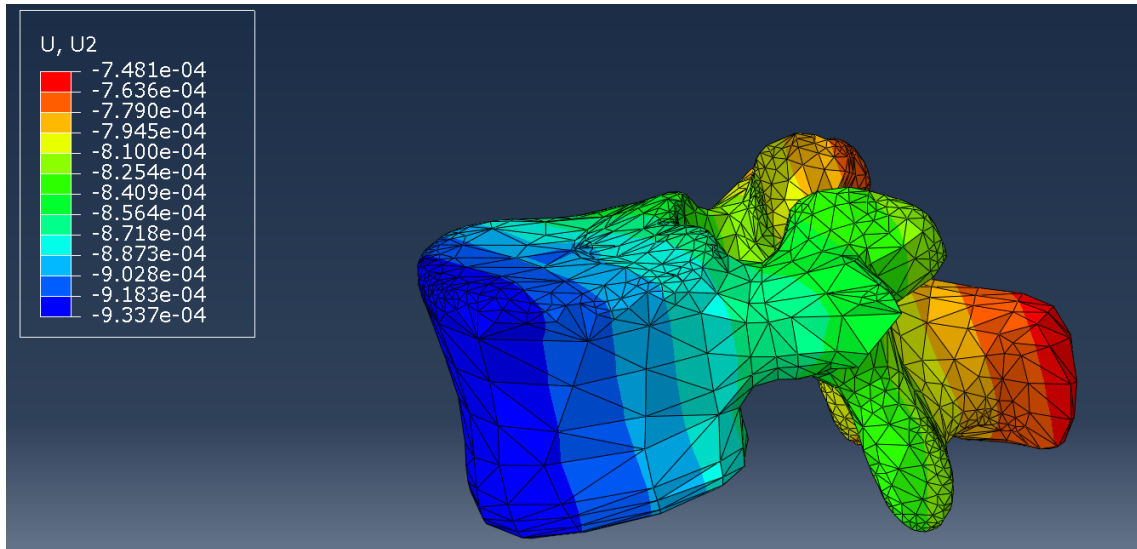


Ilustración 84 Desplazamiento de la vértebra L3 con el disco intervertebral degenerado en el caso B (m)

- L4

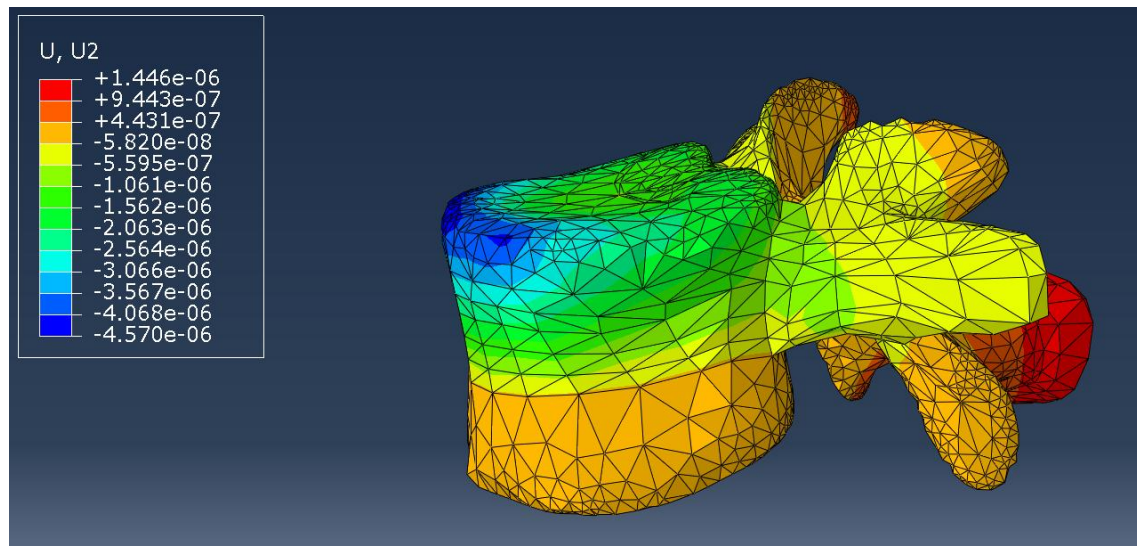


Ilustración 85 Desplazamiento de la vértebra L4 con el disco intervertebral degenerado en el caso B (m)

- Disco intervertebral

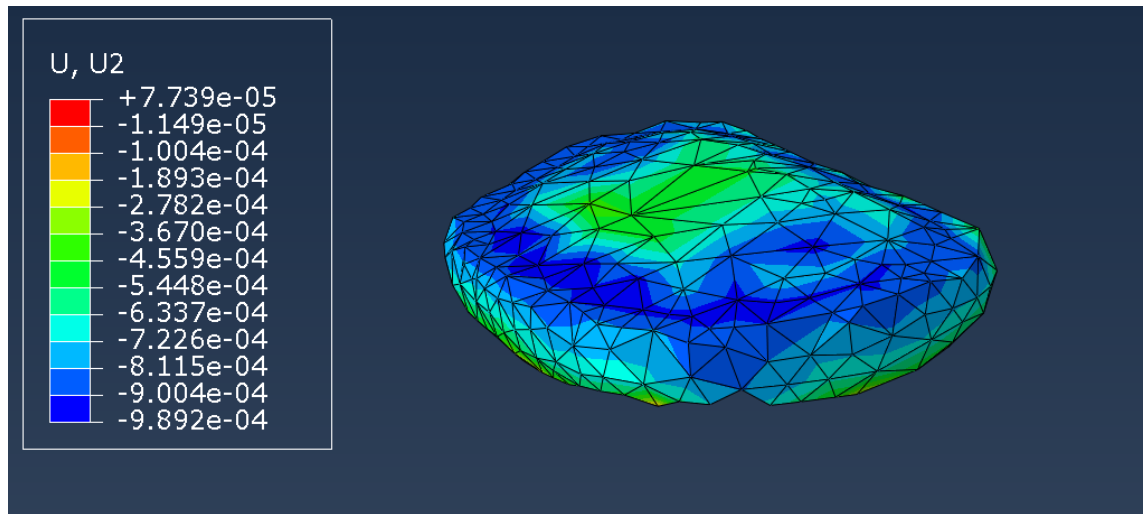


Ilustración 86 Desplazamiento del disco intervertebral degenerado en el caso B (m)

III. Levantar una carga con una flexión lateral (CASO C)

Este tipo de movimiento se traduce en una carga puntual de 2020N

1. Tensiones

- L3

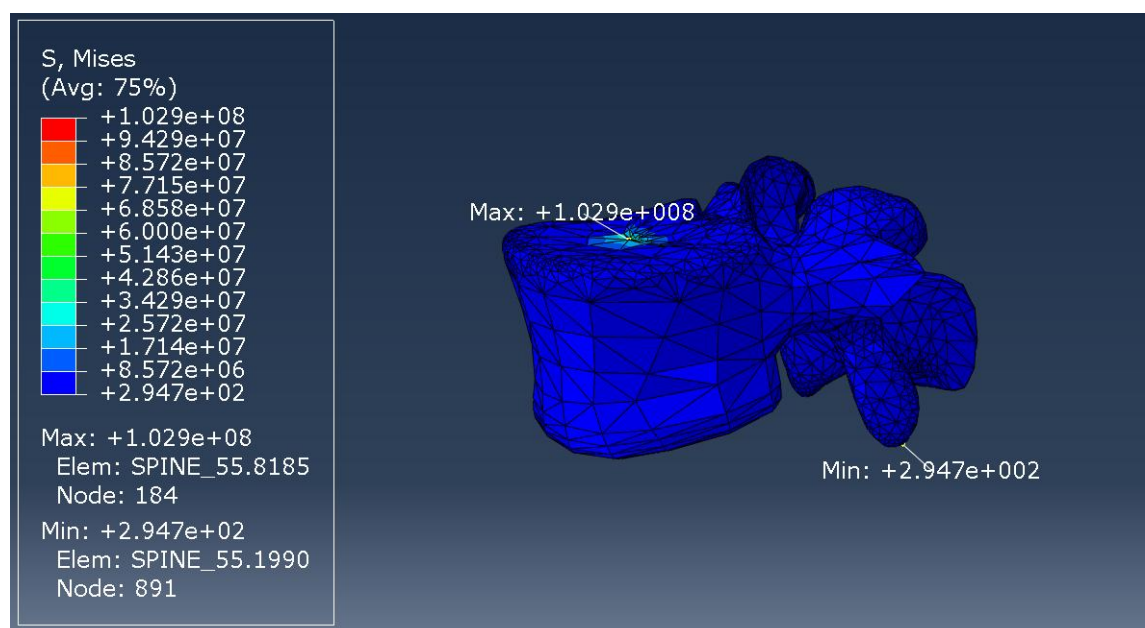


Ilustración 87 Tensión de la vértebra L3 con el disco intervertebral degenerado en el caso C (Pa)

- L4

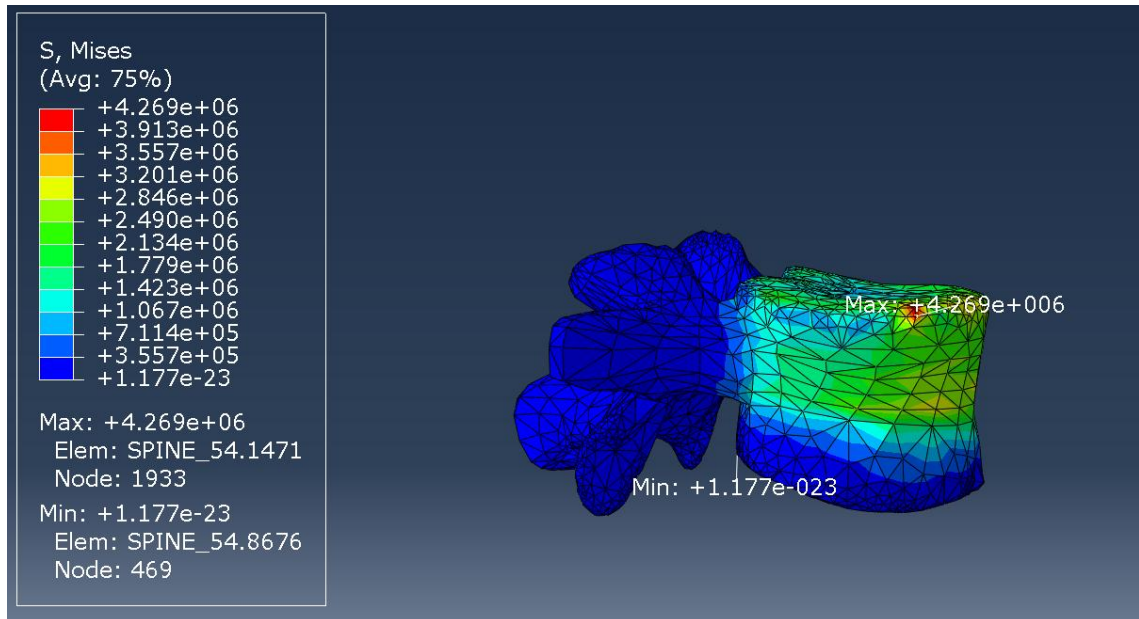


Ilustración 88 Tensión de la vértebra L4 con el disco intervertebral degenerado en el caso C (Pa)

- Disco intervertebral

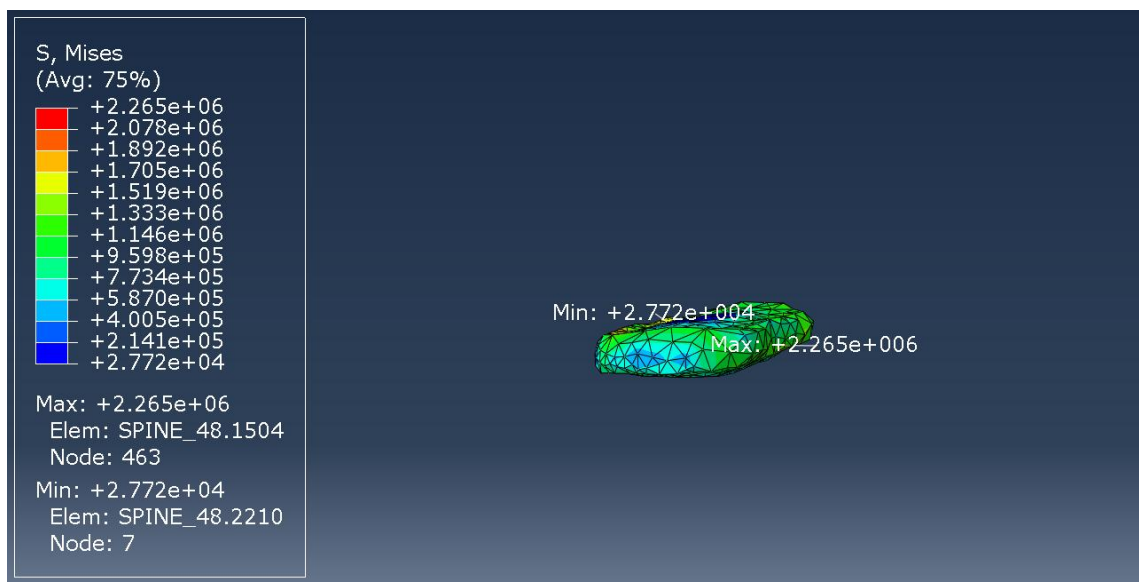


Ilustración 89 Tensión del disco intervertebral degenerado en el caso C (Pa)

2. Desplazamientos

- L3

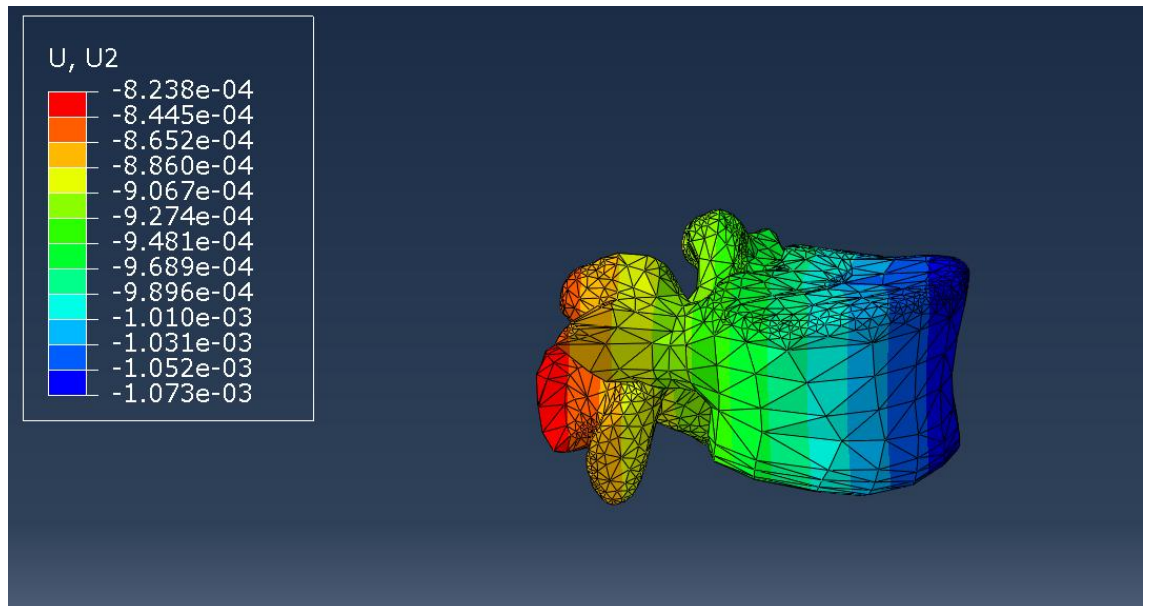


Ilustración 90 Desplazamiento de la vértebra L3 con el disco intervertebral degenerado en el caso C (m)

- L4

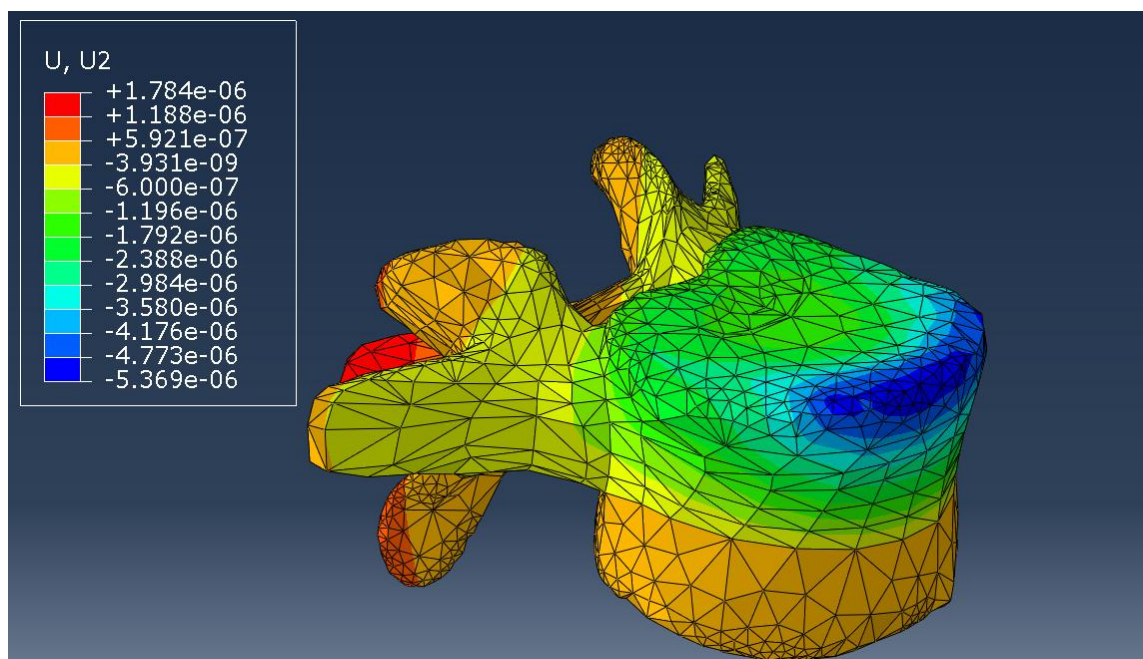


Ilustración 91 Desplazamiento de la vértebra L4 con el disco intervertebral degenerado en el caso C (m)

- Disco intervertebral

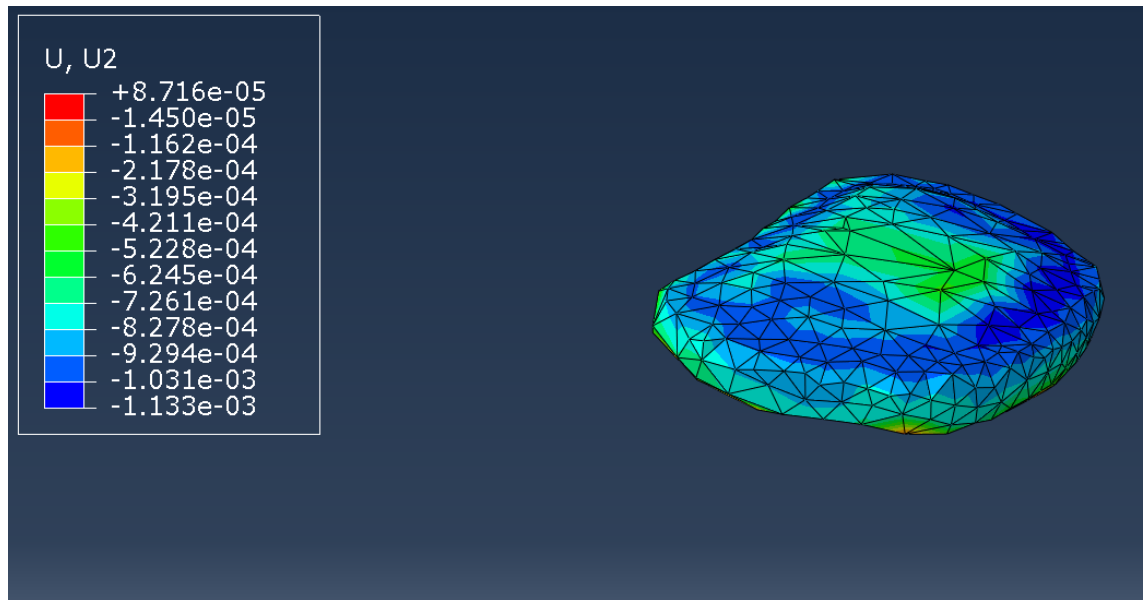


Ilustración 92 Desplazamiento del disco intervertebral degenerado en el caso C (m)

IV. Rotación axial (CASO D)

1. Tensiones

- L3

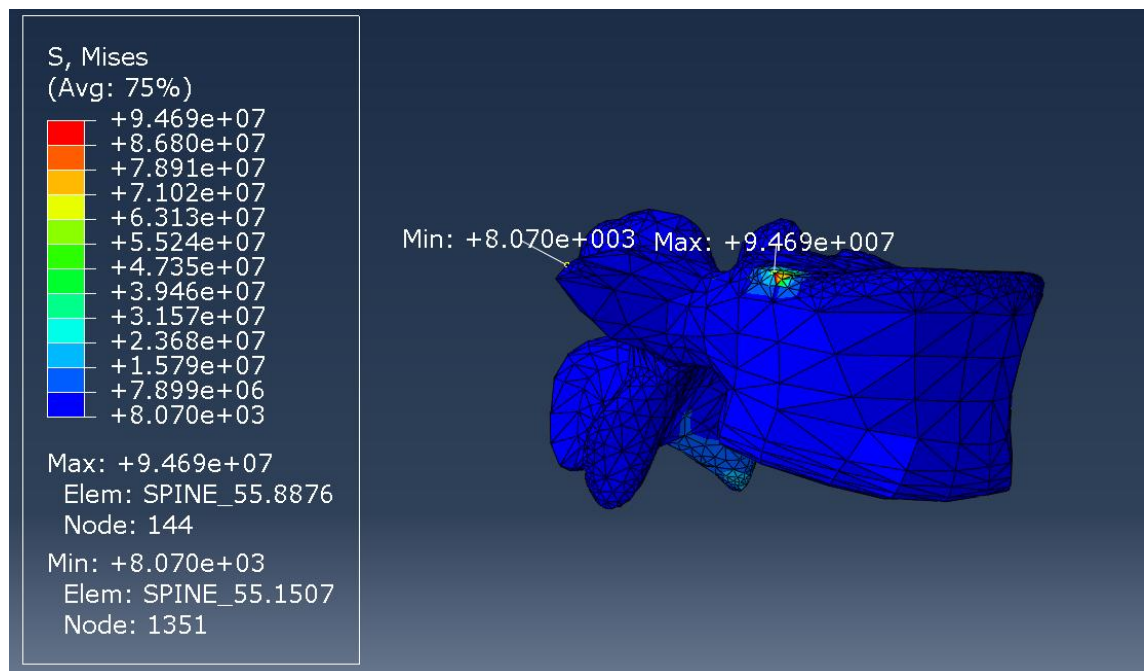


Ilustración 93 Tensión de la vértebra L3 con el disco intervertebral degenerado en el caso D (Pa)

- L4

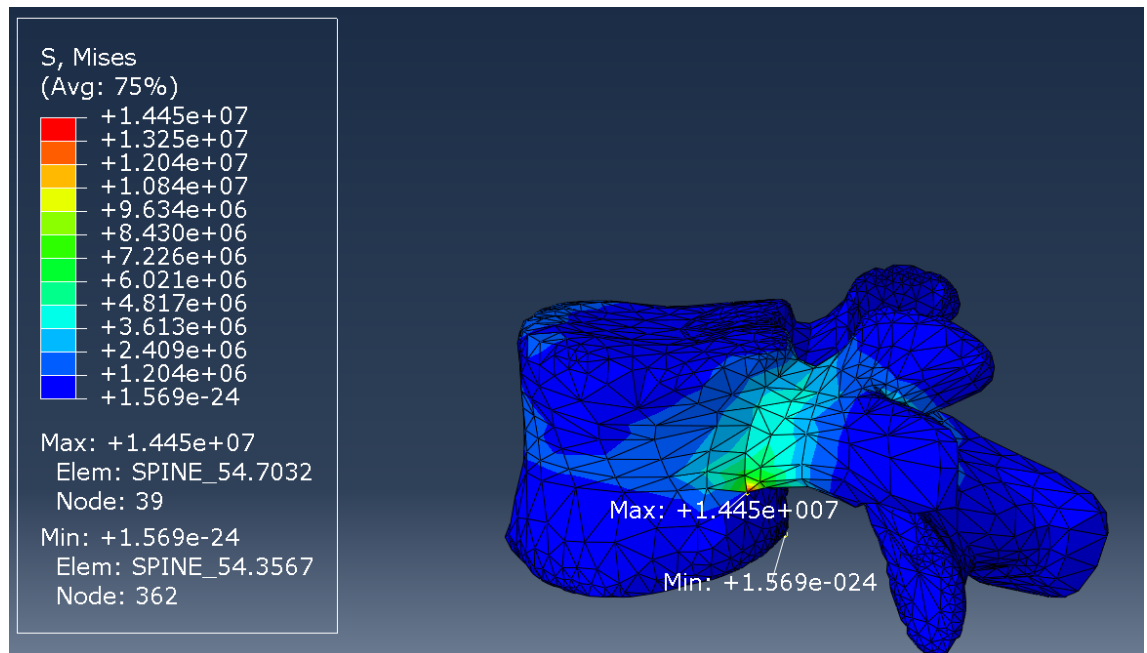


Ilustración 94 Tensión de la vértebra L4 con el disco intervertebral degenerado en el caso D (Pa)

- Disco intervertebral

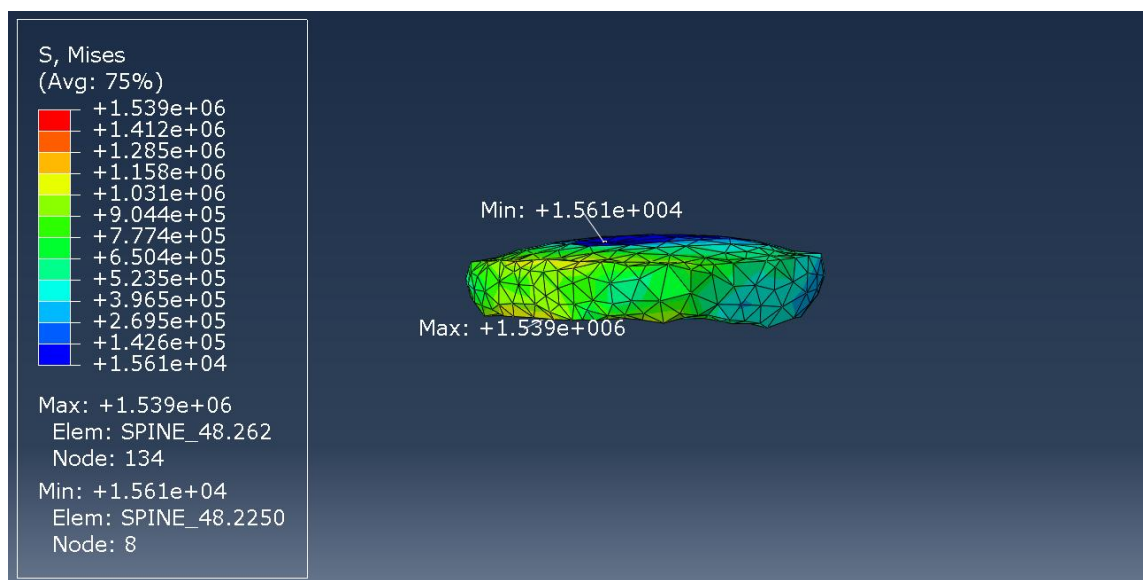


Ilustración 95 Tensiones del disco intervertebral degenerado en el caso D (Pa)

2. Desplazamientos

- L3

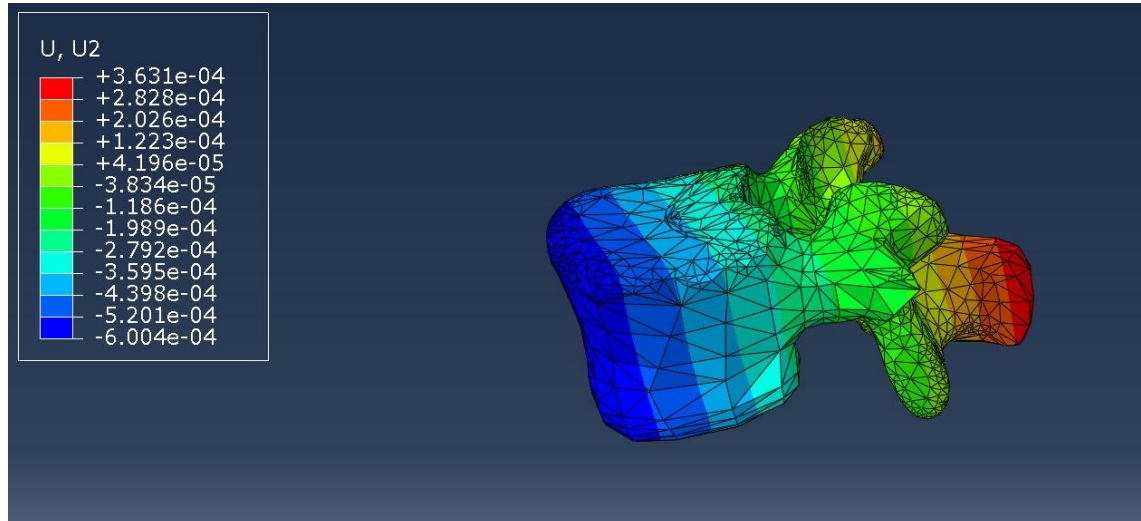


Ilustración 96 Desplazamiento de la vértebra L3 con el disco intervertebral degenerado en el caso D (m)

- L4

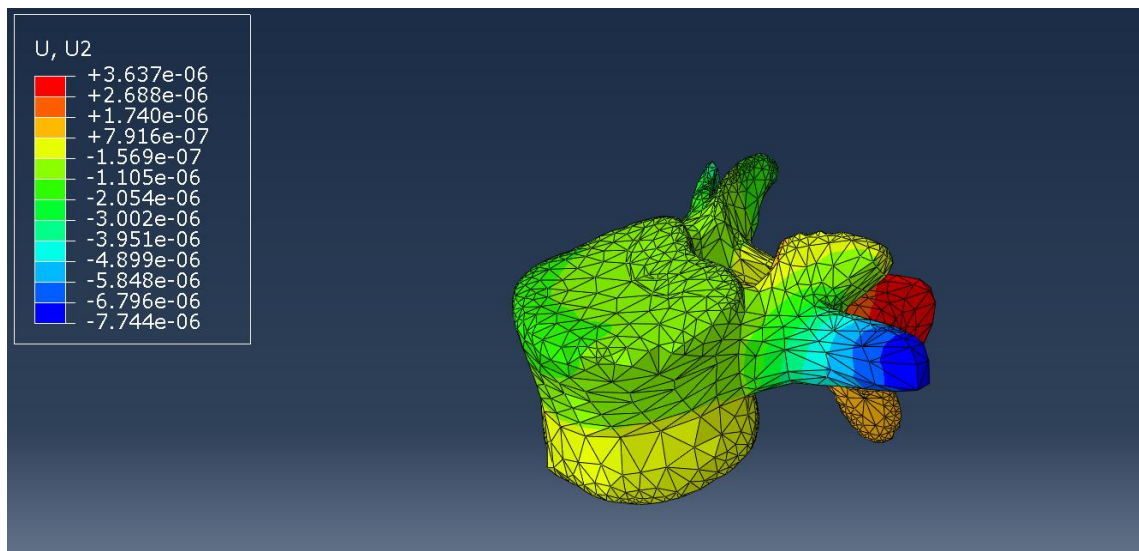


Ilustración 97 Desplazamiento de la vértebra L4 con el disco intervertebral degenerado en el caso D (m)

- Disco intervertebral

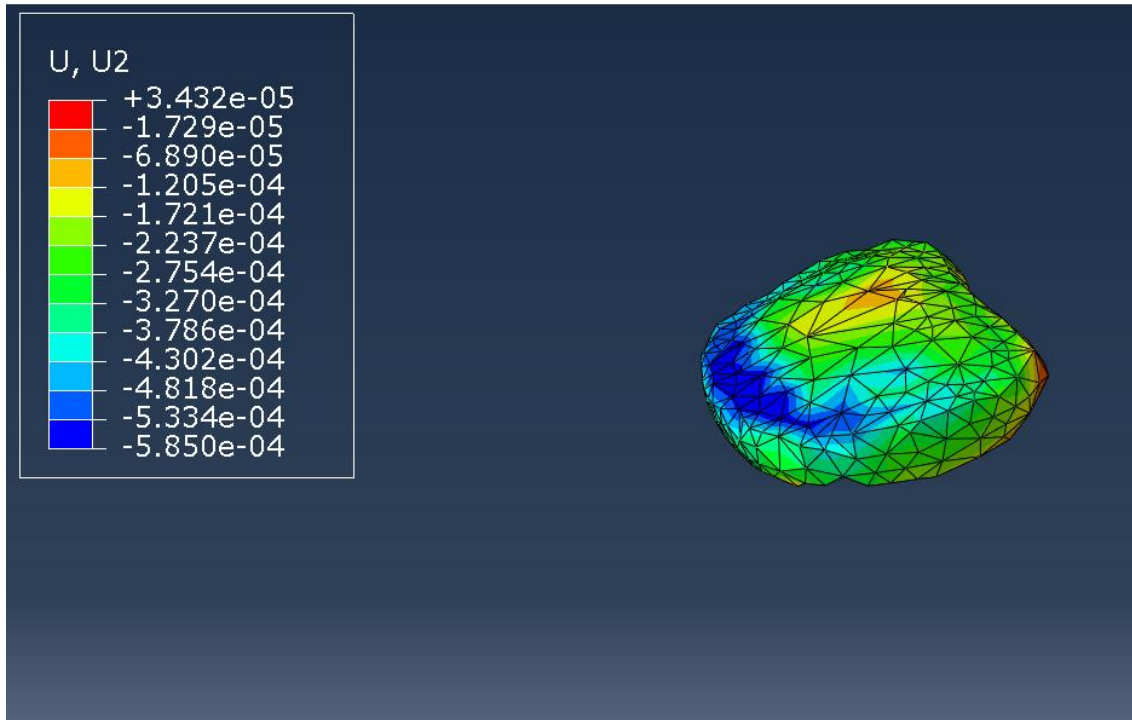


Ilustración 98 Desplazamiento del disco intervertebral degenerado en el caso D (m)

A continuación se mostrarán unas tablas con los valores más representativos para cada uno de los casos, así mismo se realizarán una serie de gráficos que permitirán obtener mejores conclusiones.

- L3

Tabla 7 Resultados vértebra L3

	SANA-TENSIÓN MÁXIMA (Pa)	SANA-TENSIÓN MÍNIMA (Pa)	SANA-DESPLAZAMIENTO MÁXIMO (m)	DEGENERADA-TENSIÓN MÁXIMA (Pa)	DEGENERADA-TENSIÓN MÍNIMA (Pa)	DEGENERADA-DESPLAZAMIENTO MÁXIMO (m)
A	1,384e8	2,875e3	1,345e-3	1,385e8	8,445e2	1,409e-3
B	8,757e7	2,453e2	8,908e-4	8,768e7	2,539e2	9,337e-4
C	1,028e8	3,888e2	1,1019e-3	1,029e8	2,947e2	1,073e-3
D	9,508e7	9,969e3	5,661e-4	9,469e7	8,070e3	6,004e-4

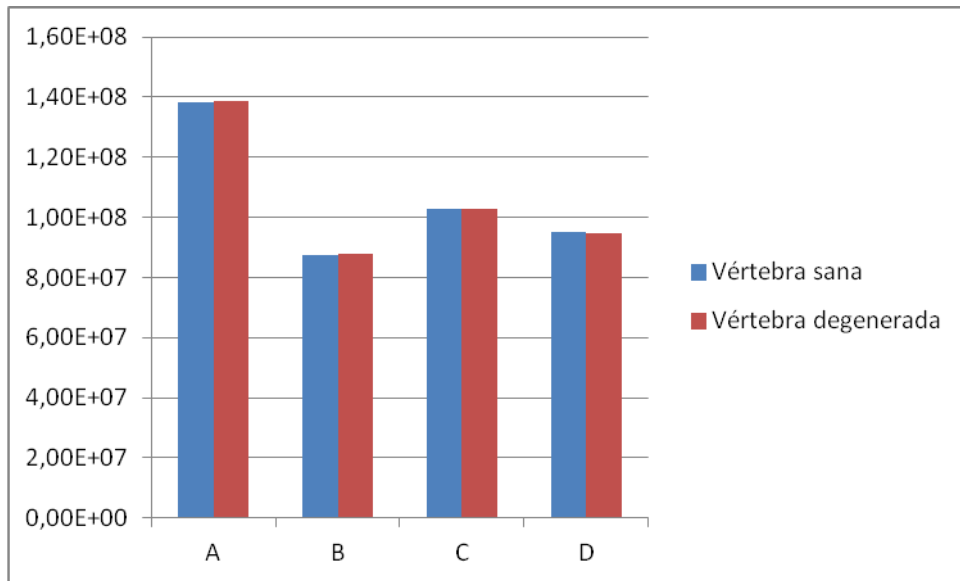


Ilustración 99 Gráfica tensión máxima vértebra L3 (Pa)

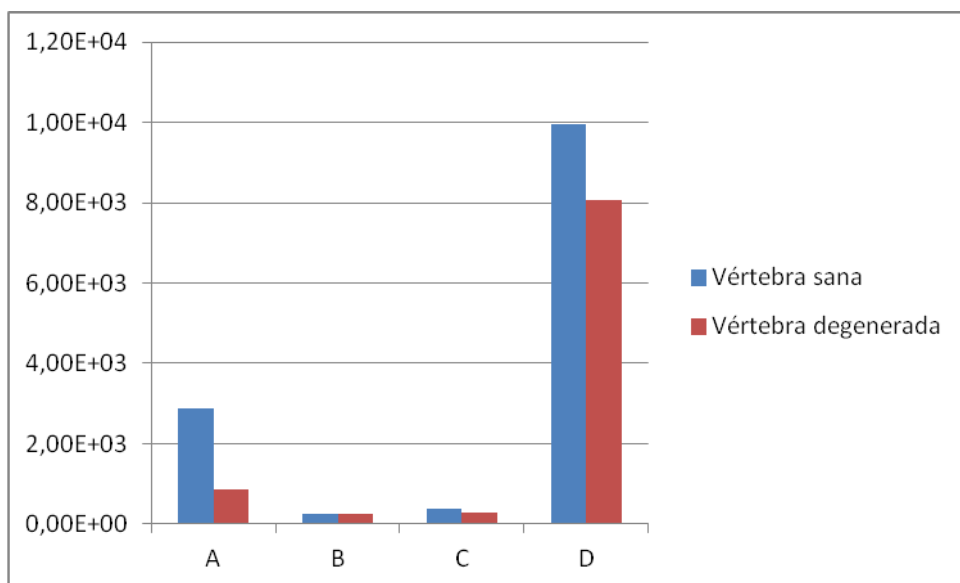


Ilustración 100 Gráfica tensión mínima vértebra L3 (Pa)

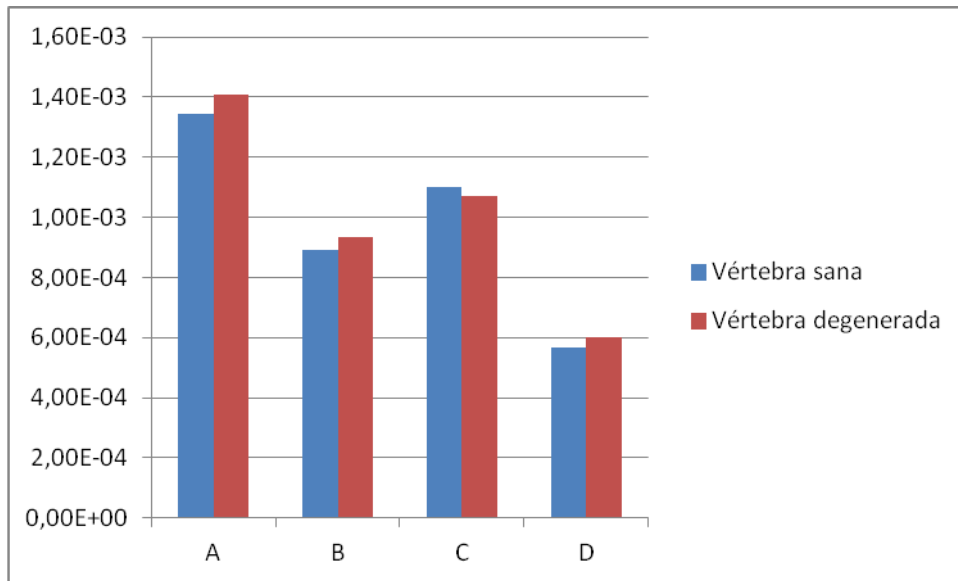


Ilustración 101 Gráfica desplazamiento vértebra L3 (m)

- L4

Tabla 8 Resultados vértebra L4

	SANA-TENSIÓN MÁXIMA (Pa)	SANA-TENSIÓN MÍNIMA (Pa)	SANA-DESPLAZAMIENTO MÁXIMO (m)	DEGENERADA-TENSIÓN MÁXIMA(Pa)	DEGENERADA-TENSIÓN MÍNIMA(Pa)	DEGENERADA-DESPLAZAMIENTO MÁXIMO (m)
A	6,191e6	1,9860e-23	7,948e-6	5,543e6	3,153e-23	7,365e-6
B	3,972e6	1,579e-23	4,863e-6	3,696e6	1,334e-23	4,570e-6
C	4,6e6	1,481e-23	5,754e-6	4,269e6	1,177e-23	5,369e-6
D	1,443e7	1,616e-24	6,629e-6	1,445e7	1,569e-24	7,744e-6

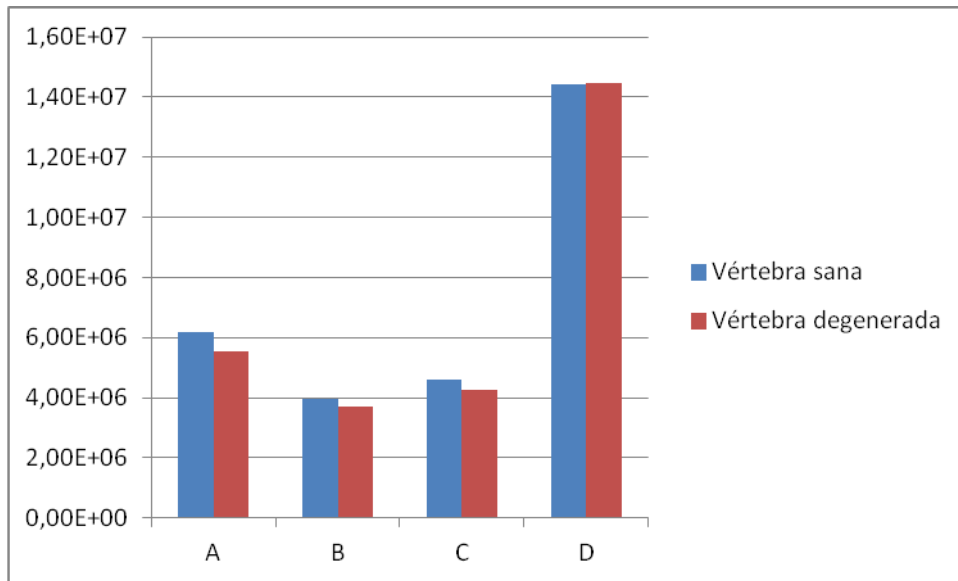


Ilustración 102 Gráfica tensión máxima vértebra L4 (Pa)

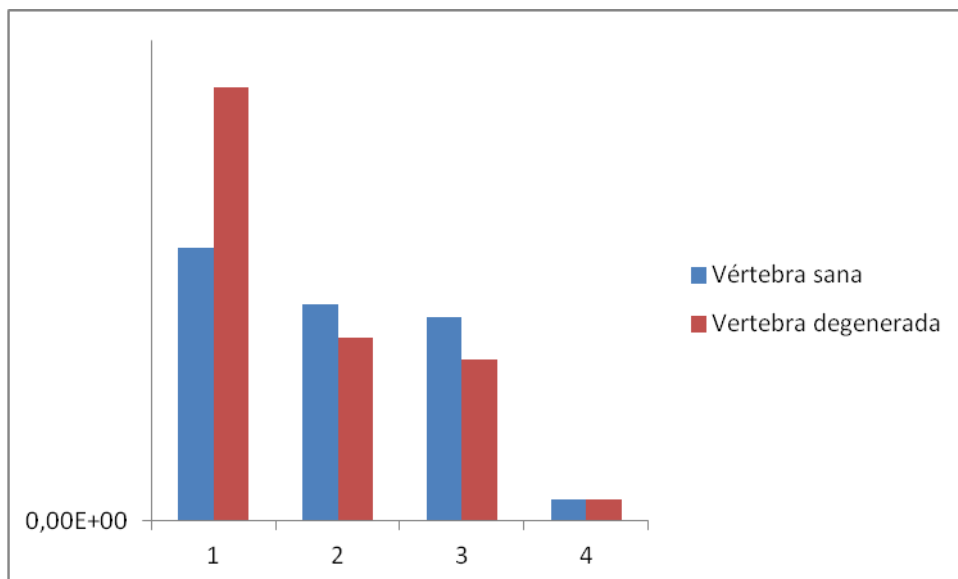


Ilustración 103 Gráfica tensión mínima vértebra L4 (Pa)

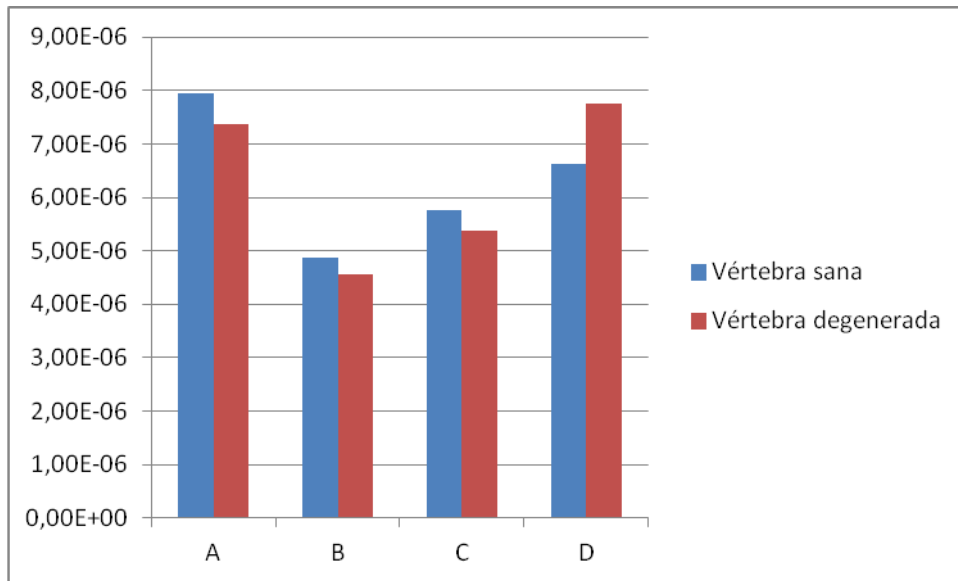


Ilustración 104 Gráfica desplazamiento vértebra L4 (m)

- Disco intervertebral

Tabla 9 Resultados disco intervertebral

	SANA-TENSIÓN MÁXIMA (Pa)	SANA-TENSIÓN MÍNIMA (Pa)	SANA-DESPLAZAMIENTO MÁXIMO (m)	DEGENERADA-TENSIÓN MÁXIMA (Pa)	DEGENERADA-TENSIÓN MÍNIMA (Pa)	DEGENERADA-DESPLAZAMIENTO MÁXIMO (m)
A	2,228e6	3,160e4	1,374e-3	2,871e6	4,54e4	1,461e-3
B	1,482e6	1,741e4	9,442e-4	1,985e6	2,078e4	9,892e-4
C	1,667e6	2,293e4	1,071e-3	2,265e6	2,772e4	1,133e-3
D	1,243e6	1,586e4	5,695e-4	1,539e6	1,561e4	5,85e-4

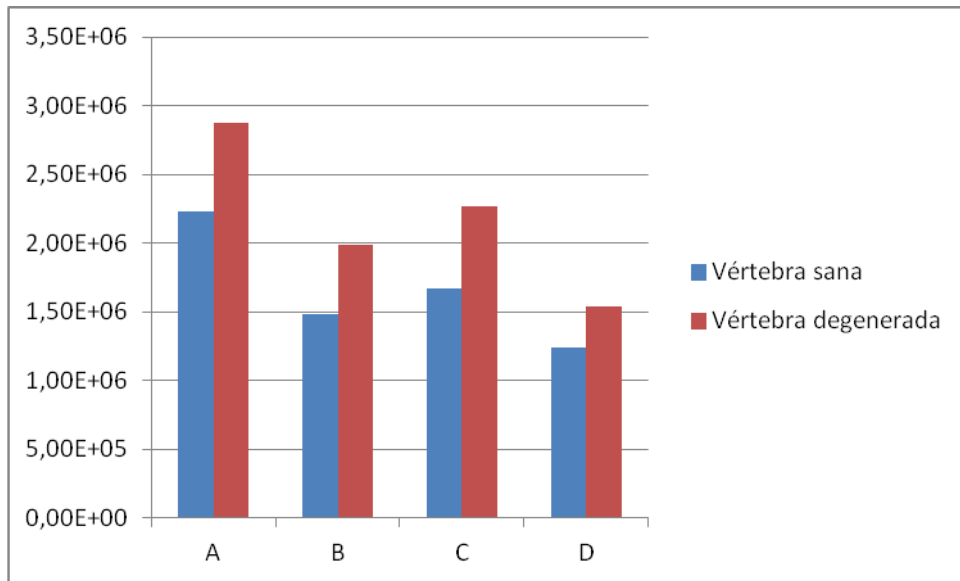


Ilustración 105 Gráfica tensión máxima disco intervertebral (Pa)

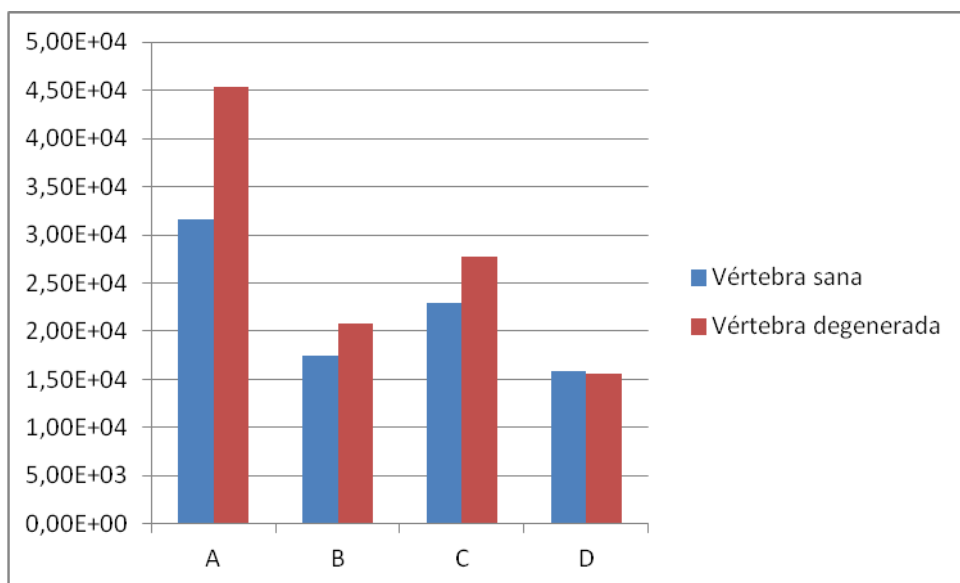


Ilustración 106 Gráfica tensión mínima disco intervertebral (Pa)

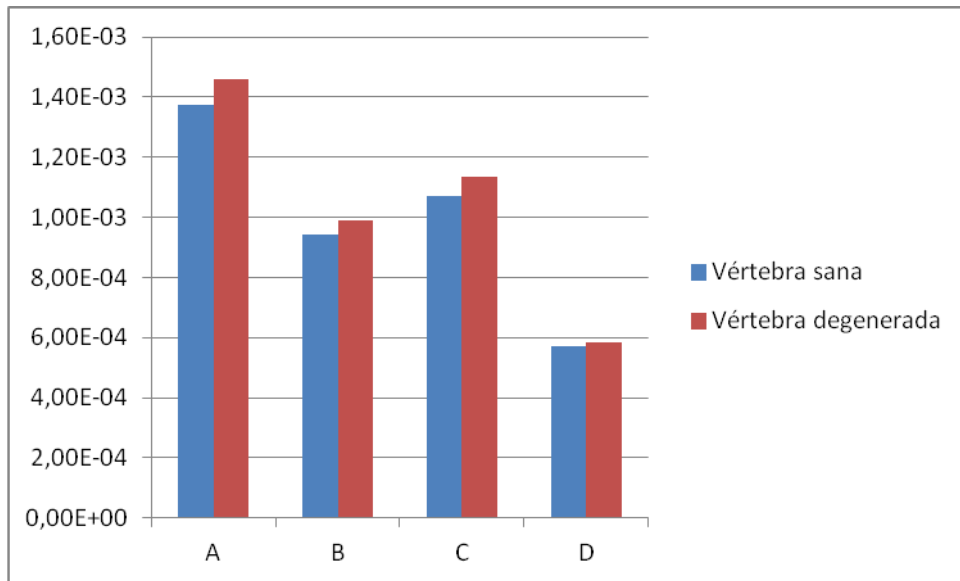


Ilustración 107 Gráfica desplazamiento disco intervertebral (m)

6.3. Discusión de resultados

6.3.1. Vértebras L3 y L4

Se pueden observar pequeñas variaciones en cuanto al desplazamiento y a las tensiones que sufren una vértebra sana y una degenerada, esto es así debido a que aunque sus propiedades no varían, sí que lo hace la superficie con la que se encuentra en contacto.

Sin embargo no se pueden extraer conclusiones en cuanto a la diferencia con una vértebra degenerada o sana, ya que según sea el caso, se puede observar que ciertos valores son mayores y otros menores que los sanos, esto es así ya que el estado degenerado solo ha afectado al disco intervertebral y por tanto es ahí donde debemos buscar la información.

6.3.2. Disco intervertebral

Se obtendrán las conclusiones en este caso, ya que es en el disco intervertebral en el que se ha producido una variación las propiedades, y por tanto, será aquél en el que se produzcan los cambios más significativos.

I. Tensiones

Como se puede comprobar en los resultados obtenidos, la mayor tensión que sufre el disco intervertebral se produce cuando se levanta una carga con el tronco flexionado. Esta tensión es máxima cuando la posición para levantar cargas es incorrecta, lo que corrobora la exactitud de los resultados.

Si se observa con detenimiento [63] se puede comprobar que en el caso del análisis mencionado anteriormente el valor debía ser 2.2MPa lo que refuerza la precisión de este análisis.

Anteriormente se mencionó que un disco degenerado tiene un peor comportamiento ante la aplicación de diferentes cargas y que por consiguiente es posible que no pueda cumplir su función de soportar las cargas.

Esta información se corrobora con los resultados obtenidos, ya que los discos degenerados sufren mayores tensiones ante la misma carga y por tanto fallarán antes.

II. Desplazamientos

Anteriormente se mencionó que un disco degenerado tiene un peor comportamiento ante la aplicación de diferentes cargas y que por consiguiente es posible que no pueda cumplir su función de soportar las cargas.

Esta información se corrobora con los resultados obtenidos, ya que los discos degenerados sufren mayores desplazamientos ante la misma carga y por tanto fallarán antes.

III. Rotura

Como se puede observar en [63] existen dos límites de fallo dependiendo de si se trata del hueso esponjoso o del hueso cortical, ambos tipos fueron explicados con anterioridad.

- Hueso esponjoso: 3.5MPa
- Hueso cortical: 90MPa

Como se puede percibir existen dos límites de fallo dependiendo del tipo de hueso.

Se va a estudiar si existe fallo en el peor de los casos, es decir, en el caso del hueso esponjoso. (3,5MPa)

Tabla 10 Resultados del disco intervertebral y posibilidad de rotura

	SANA- TENSIÓN MÁXIMA(Pa)	DEGENERADA- TENSIÓN MÁXIMA (Pa)	Tensión de Fallo (Pa)	Aumento de la tensión	Fallo
A	2,228e6	2,871e6	3.5e6	28.85%	Negativo
B	1,482e6	1,985e6	3.5e6	34%	Negativo
C	1,667e6	2,265e6	3.5e6	35.87%	Negativo
D	1,243e6	1,539e6	3.5e6	23.81%	Negativo

Como se puede examinar no se produce fallo en ninguno de los casos, sin embargo, como se ha mencionado anteriormente, puede existir un grado de degeneración mayor y por tanto las tensiones que sufre el disco intervertebral seguirían aumentando hasta producirse el fallo y la consecuente rotura.

Para este caso concreto la degeneración produce que la tensión aumente una media de 30.63%.

7. PLANIFICACIÓN Y PRESUPUESTO

7.1. Planificación de tareas

Para poder desarrollar correctamente este proyecto es necesario realizar una planificación de las tareas que se van a realizar junto con el tiempo aproximado que se le va a dedicar a cada una de ellas. En este caso se ha optado por desarrollarlo en siete pasos:

- I. Propuestas de trabajo, ideas para realizar el proyecto y elección del proyecto que se va a llevar cabo:

En un primer momento había que decidir cuál sería el campo en el que se desarrollaría el trabajo, tras observar diferentes tipos de estudios, así como la importancia de ciertos campos en la actualidad, asumiendo realizar un estudio biomecánico.

Una vez que se sabía el campo que se iba a investigar, se debía de decidir qué estudio biomecánico se iba a realizar, por ello, tras descartar aquellos trabajos que habían sido publicados recientemente y que no podían ser mejorados, se optó por realizar una búsqueda de información sobre aquellos estudios que no solo fuesen importantes si no que dispusiesen de suficiente información para poder abordarlo eficazmente. Con ello se concluyó que la columna vertebral sería un buen elemento de estudio.

Sabiendo que la columna vertebral es demasiado grande para realizar una investigación minuciosa, se debía decidir en qué elementos se centraría el estudio. La decisión final fue realizar una investigación del conjunto, vértebra + disco intervertebral + vértebra, además de abordar la cuestión de cómo podrían afectar ciertas enfermedades, como la degeneración del disco intervertebral o la osteoporosis al comportamiento del mismo.

- Tiempo estimado: 24 horas

- II. Búsqueda de información:

Esta parte fue una de las más complicadas, ya que hubo que realizar una búsqueda intensiva de información en revistas, páginas de internet, libros y trabajos de fin de grado del ámbito biomecánico. La información que se encontraba era en su mayor parte imprecisa y algunos datos como las propiedades, en especial la densidad, se tornaron muy complejas a la hora de acceder a ellas.

Además hubo que buscar información que permitiese validar el modelo y las cargas que se aplicarían en el estudio posterior. Esta información fue difícil de encontrar, ya que muchos estudios tenían como objetivo validar sus modelos, sin especificar como lo hacían, a lo que se unía que muy pocos aplicaban cargas posteriores para realizar un estudio completo. Esto se tornó aun más complicado, ya que se decidió estudiar el comportamiento del conjunto cuando el disco intervertebral se encontraba degenerado.

En fases posteriores del proyecto fue necesario ampliar esta información.

- Tiempo estimado: 50 horas

III. Validación del modelo.

En este apartado se debía conseguir que el conjunto, vértebra + disco intervertebral + vértebra, cumpliera con los resultados de algunos de los estudios que se habían obtenido anteriormente, este apartado fue complejo, ya que hubo que hacer muchos intentos y variaciones en el programa ABAQUS hasta que finalmente se cumplieron los resultados.

- Tiempo estimado: 65 horas

IV. Aplicación de las cargas dependiendo de la posición de la espalda en un disco sano.

Este apartado no fue especialmente complicado, ya que se disponía de toda la información de las cargas, obtenida en apartados anteriores, y por tanto sólo se debía modificar la carga y observar si los resultados eran correctos.

- Tiempo estimado: 12 horas

V. Aplicación de las cargas dependiendo de la posición de la espalda en un disco degenerado.

Este apartado fue más dificultoso que el anterior, ello fue debido a que hubo que obtener información sobre las propiedades de un disco degenerado y como éstas varían según sea el grado del mismo. El resto fue modificar las propiedades y aplicar la carga correspondiente en cada caso.

- Tiempo estimado: 18 horas

VI. Desarrollo de la memoria.

Este epígrafe se realizó paralelamente al resto, y fue la parte más extensa, puesto que no sólo se debía realizar una introducción teórica, sino que se tenía que interpretar cada uno de los resultados que se obtenían en los apartados anteriores y observar si se producía rotura.

- Tiempo estimado: 170 horas

VII. Revisión final.

En este apartado se elaboró la revisión final del trabajo y se comprobó que todo fuera correcto.

- Tiempo estimado: 5 horas

Tiempo total estimado: 344 horas

7.2. Presupuesto económico

Se ha desarrollado un presupuesto económico para saber el coste que supone la realización del proyecto. Este presupuesto se ha realizado en base al trabajo que le ha supuesto al alumno del Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales, al Doctor en Ingeniería Industrial que ha supervisado el trabajo y el gasto que supone la

utilización del programa ABAQUS , disponible en la Univeridad Carlos III de Madrid y el ordenador necesario para su uso.

Tabla 11 Tabla de costes del proyecto

		HORAS	COSTE/HORA	COSTE TOTAL
<u>Recursos Humanos</u>	Alumno del Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales	344 Horas	12€/hora	4128€
	Doctor en Ingeniería Industrial	60 Horas	50€/hora	3.000€
<u>Recursos tecnológicos</u>	Licencia de ABAQUS			33.650€
	Ordenador			1.000€

Coste total estimado: 41.778€

8.CONCLUSIONES Y DESARROLLOS FUTUROS

8.1. Conclusiones

Tras haber realizado este trabajo, y en vista de los resultados obtenidos se puede extraer las siguientes conclusiones:

- I. Se ha desarrollado el modelo numérico de un conjunto vertebral, vértebra + disco intervertebral + vértebra, lo que permite obtener resultados precisos del comportamiento del disco intervertebral ante diferentes disposiciones de carga.
- II. Se ha obtenido gran cantidad de información acerca de la columna vertebral y más concretamente del conjunto estudiado, vértebra + disco intervertebral + vértebra correspondiente a L3 y L4, además de observar las posibilidades que ofrece el programa comercial ABAQUS.
- III. Se ha podido determinar que existe una diferencia en el comportamiento del disco intervertebral cuando se encuentra sano y cuando se encuentra degenerado, siendo más probable que se produzca su fallo cuando esta degenerado.
- IV. Existe mayor posibilidad de rotura cuando se levantan cargas con una postura inadecuada, lo que ocurre en los supuestos de espalda flexionada, lo cual desaconsejan todos los especialistas. Además, la menor carga se produce cuando se levanta la carga con el espalda extendida, que según los especialistas es la mejor forma de hacerlo.
- V. En ninguno de los casos estudiados se produce fallo del disco intervertebral, sin embargo en caso de que aumentase la degeneración del disco esta posibilidad aumentaría, llegando a poder producirse el fallo.

8.2. Desarrollos futuros

Tras haber terminado este trabajo se puede profundizar en ciertos aspectos con el fin de realizar un estudio más detallado de ciertas partes, y así entender mejor el comportamiento de la columna vertebral. Esto puede ser:

- I. Se puede estudiar el efecto que se produce cuando el grado de degeneración de un disco aumenta y comprobar en qué punto se produce el fallo.
- II. Observar cómo afectan en el disco intervertebral las diferentes posiciones que se adoptan a la hora de levantar cargas, de esta manera se puede deducir cuales son las mejores posiciones para realizar dichos movimientos.
- III. Tomar como base las cargas de las que se disponen, según la posición que se utilice para levantar una carga y aplicarlas a diseños de prótesis de discos intervertebrales, todo ello con el fin de comprobar si se produce algún tipo de fallo.



9.BIBLIOGRAFÍA

9.1.PAGINAS WEB

- [1]<http://www.scielo.isciii.es> (20/012015)
- [2]<http://www.es.wikipedia.org> (20/012015)
- [3]<http://www.anatomia.tripod.com> (18/012015)
- [4]<http://www.monografias.com> (22/012015)
- [5]<http://www.redgfu.es> (22/012015)
- [6]<http://www.iqb.es> (20/012015)
- [7]<http://www.campodocs.com> (19/012015)
- [8]<http://www.sabelotodo.org> (20/012015)
- [9]<http://www.cifosis.net> (20/012015)
- [10]<http://es.scribd.com> (20/012015)
- [11]<http://www.ecured.cu> (19/012015)
- [12]<http://www.webconsultas.com> (19/012015)
- [13]<http://www.espalda.org> (17/012015)
- [14] <http://medicina.uc.cl/> (20/012015)
- [15]<http://www.ocw.um.es> (22/012015)
- [16]<http://www.espalda.org> (3/06/2015)
- [17]<http://www.sites.google.com> (19/012015)
- [18]<http://www.principia.es> (5/06/2015)
- [19]<http://www.tiposde.org> (20/012015)
- [20]<http://www.definicionabc.com> (20/012015)
- [21]<http://columnavertebral.net> (23/012015)
- [22]<http://www.juandiazmaurino.com> (23/012015)
- [23]<http://www.nlm.nih.gov> (18/012015)
- [24]<http://salud.doctissimo.es> (18/012015)
- [25]<http://www.onmeda.es> (24/012015)

- [26]<http://salud.kioskea.net> (24/012015)
- [27]<http://es.slideshare.net> (24/012015)
- [28]<http://www.innerbody.com> (22/012015)
- [29]<http://www.nlm.nih.gov> (20/012015)
- [30]<http://ocw.usal.es> (20/012015)
- [31]<http://www.spine-health.com> (20/012015)
- [32]<http://www.coccyx.org> (18/012015)
- [33]<https://www.ucm.es> (18/012015)
- [34] <http://www.neuros.net/es> (20/012015)
- [35] <http://www.grupovertebral.com> (20/012015)
- [36] <http://www.i-natacion.com> (21/012015)
- [37]<http://www.buenasalud.com> (3/06/2015)
- [38]<http://www.vivirmejor.com> (3/06/2015)
- [39]<http://www.medtronic.es> (3/06/2015)
- [40]<http://salud.discapnet.es> (3/06/2015)
- [41]<http://www.dmedicina.com> (3/06/2015)
- [42]<http://www.tuespaldasana.com> (3/06/2015)
- [43]<http://www.allinahealth.org> (3/06/2015)
- [44]<http://www.drpiva.com> (3/06/2015)
- [45]<http://www.cecalc.ula.ve> (6/06/2015)
- [46] <http://www.ortodoncia.ws> (24/012015)
- [47]<http://www.cardiorespiratoriouq.blogspot.com> (17/012015)
- [48]<http://www.tufajalumbar.com> (19/012015)
- [49]<http://www.osteopatas.es> (20/012015)
- [50]<http://www.samilegar.blogspot.com> (12/06/2015)
- [51]<http://www..valencia.edu> (12/06/2015)

[52] <http://www.knittingpoint.es> (12/06/2015)

9.2.Tesis, proyectos de fin de carrera y publicaciones

[53] *Campo i Mombiola, Oriol. Modelización del disco intervertebral.* Master thesis (pre-Bologna period). Universitat Politècnica de Catalunya.2008

[54] Elisa Roldán Ciudad, Estudio por elementos finitos de la biomecánica lumbar humana. Análisis de la degeneración discal. Trabajo fin de máster. Universidad de Zaragoza. 2011

[55] Alberto Carnicero. Documentación Ampliación Resistencia de Materiales. Área de diseño en ingeniería. Universidad Pontificia de Comillas.

[56] Eduardo Frías Valero. Aportación al estudio de las máquinas eléctricas de flujo axial mediante la aplicación del método de elementos finitos. Tesis Doctoral. Universidad Politécnica de Cataluña.2004

[57] Oscar Esteban de Mingo. Practica 2 Vertebrae, costillas, esternon. Prácticas Anatomía y embriología veterinaria. Universidad CEU San Pablo.2010

[58] Jesús María Mendez Perez. Documentación de la asignatura Afecciones Médico-Quirúrgicas III. Universidad de Murcia.2011

[59]. Zahr Viñuela. Documentación de la asignatura *Modelización en mecánica de sólidos*. Departamento de Mecánica de Medios continuos y Teoría de estructuras. Escuela Politécnica de la Universidad Carlos III de Madrid. 2014

[60] B. Muñoz Abella. Documentación de la asignatura *Técnicas avanzadas en diseño de máquinas*. Departamento de Ingeniería Mecánica. Escuela Politécnica de la Universidad Carlos III de Madrid.2014

[61] Elena María Moya Sanz. Modelo numérico de un fémur humano para el estudio del riesgo de fractura. Trabajo de fin de grado. Universidad Carlos III de Madrid. 2014

[62] Xiongqi Peng · Yu Wang · Shaoqing Shi · Zaoyang Guo. Biomechanical analysis of lumbar interbody fusionwith an anisotropic hyperelastic model for annulus fibrosis. 2011

[63] Guilhem Denozie` re, David N. Ku. Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae andimplantation of an artificial intervertebral disc. G. W. W. School of Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology, Atlanta. 2004

[64] Joaquín Vialás de la Llave. Modelo numérico de disco intervertebral. Proyecto de fin de Carrera. Universidad Carlos III de Madrid.2010

[65] R.K.Srivastava,Y.K.Gupta,A.D.Bhatt,. Proceedings of All India Seminar on Advances in Product Development. MNNIT,Allahabad.2006

9.3.REVISTAS

[66] Chin-Chun Lan, Ching-Sung Kuo, Cheng-Hsiung Chen, Hsuan-Teh Hu. "Finite element analysis of biomechanical behavior of whole thoraco-lumbar spine with ligamentous effect", The Changhua Journal of Medicine. Vol 2013 11,26-41

[67] Ariel Fuerte Hernández, Ricardo Gustavo Rodríguez Cañizo, Orlando Susarrey Huerta, Emmanuel Alejandro Merchán Cruz, Juan Manuel Sandoval Pineda, Elizabeth Pérez Hernández."Aplicación de metodología de modelado 3D utilizando Tomografías Computarizadas para su análisis numérico", Rev. Fac. Ing. Univ. Antioquia N.º 72, September, 2014.

9.4.LIBROS

[68] Gerard J.tortora Bryan Derrickson. Principles of Anatomy and Physiology Volume 1. International Studen Version.2011